

FACULTE DE MEDECINE DE PARIS

Année 1970

THESE

359 N°

pour le

DOCTORAT EN MEDECINE

(diplôme d'état)

par

nom : MICHAUT

prénoms : Robert - Eugène - Marie - Emilion

né le : 8 janvier 1915

à : MONTLUÇON (03)

L'AMPUTE DE CUISSE

Président : Monsieur le Professeur MERLE D'AUBIGNE

FACULTE DE MEDECINE DE PARIS

Année 1970

THESE

N°

pour le
DOCTORAT EN MEDECINE
(diplôme d'état)

par

nom : MICHAUT

prénoms : Robert - Eugène - Marie - Emilion

né le : 8 janvier 1915

à : MONTLUÇON (03)

L'AMPUTE DE CUISSE

Président : Monsieur le Professeur MERLE D'AUBIGNE



A MES PARENTS

In Mémoriam

Pour moi,

L'EXEMPLE.

A MON EPOUSE

dont l'amour merveilleux de chaque instant sut comprendre, accepter et supporter tous les sacrifices que je lui ai demandés.

Compagne et mère attentionnées, elle a donné et gardé à notre foyer sa chaleur.

Sa tendresse, son énergie et son dévouement m'ont permis de poursuivre mes efforts jusqu'au but.

En gage de mon amour.

A MES ENFANTS

Leur avenir seul répondra à l'angoissante question :

"Avais-je le droit ?"

J'espère.

Ils m'aiment, je les aime.

A MES PETITS ENFANTS

Joie et sourires.

A MONSIEUR LUCIEN RABEUX

Sans qui je ne serais pas ce que je suis.

Son amitié fraternelle me soutient depuis 30 ans.

Il a pris à sa charge, pour moi et pendant de
longues années, l'essentiel de notre collaboration.

C'est peu dire qu'il a grandement contribué à la
réalisation de ce travail.

En témoignage de mon affection reconnaissante.

A MONSIEUR LE PROFESSEUR MERLE D'AUBIGNE

Membre de L'institut
Professeur de la Chaire de Chirurgie
Chirurgien des Hopitaux
Membre de l'Académie de Chirurgie
Officier de la Légion d'Honneur,

qui nous a fait le grand honneur d'accepter la présidence de cette thèse. Qu'il trouve ici le témoignage respectueux de notre reconnaissance et de notre admiration. Qu'il veuille bien croire que son autorité scientifique, ses méthodes de pensée et sa rigueur intellectuelle ont eu une influence déterminante sur notre formation.

A MONSIEUR LE PROFESSEUR MAURER

Il nous a donné l'idée de ce travail.

Il nous en a fourni les lignes directrices.

Il nous a guidé dans sa réalisation de toute son amicale autorité.

Qu'il en soit remercié.

Qu'il soit remercié aussi de tout ce qu'il nous a appris.

Qu'il accepte ici l'expression de notre vive reconnaissance.

A MONSIEUR LE DOCTEUR BOMBART

Maître de conférence agrégé.

qui nous a fait profiter de son expérience et de son
savoir. Il nous a conseillé et aidé à la réalisation
de ce travail.

Ses encouragements amicaux nous furent précieux.

A MONSIEUR LEFEVRE

Kinésithérapeute.

dont la collaboration éclairée fut constamment précieuse dans la réalisation de cet ouvrage.

Son aide amicale et son dévouement sans relâche, sa grande compétence nous ont souvent permis d'éclairer nos idées.

Qu'il trouve ici l'expression de notre vive reconnaissance.

A MONSIEUR LE DOCTEUR NAREWSKI

Son amitié et ses encouragements m'ont bien souvent
permis de passer les moments difficiles.

Je l'en remercie.

A MONSIEUR LE DOCTEUR CHAHUNEAU

dont l'influence au début de nos études fut décisive.

Qu'il en soit remercié.

A MONSIEUR PELISSE

Ingénieur.

qui a bien voulu nous conseiller de toute sa science
dans les méandres difficiles de la partie bioméca-
nique.

Avec tous mes remerciements.

A MONSIEUR BRENIERE

Licencié es mathématiques,
Attestation d'Etudes Approfondies de Mécanique des
Solides.

qui a bien voulu surveiller la rédaction mathématique
de cet ouvrage, avec tous mes remerciements.

A TOUS MES COLLABORATEURS

des Charmilles et du Centre de Rééducation et d'Appareillage, dont l'action efficace et le dévouement ont contribué grandement à me permettre ces études en me délivrant d'une partie de mes soucis. Qu'ils trouvent ici l'expression de mes remerciements les plus sincères et qu'il y voient le gage de ma reconnaissance.

Nous remercions tout particulièrement le Docteur MAZAS, Messieurs LEFEVRE et PELISSE qui nous ont grandement aidé dans la réalisation matérielle de cet ouvrage et ont notamment exécuté pour nous tous les excellents dessins et schémas.

PREAMBULE

A - HISTORIQUE

Il est impossible de fixer avec précision dans le temps l'origine des prothèses de cuisse, la quasi totalité des documents (textes, peintures, gravures...) ainsi que les poteries greco-romaines que nous possédons montrent des amputés de jambe ou de pied, du fait que les amputés de cuisse n'ont probablement jamais - ou presque - survécu à un tel traumatisme.

La littérature indienne, Hérodote, le Talmud, les écrits mythologiques scandinaves etc..., font état de prothèses de membre inférieur mais la première prothèse de cuisse décrite semble être née au Moyen-Age. Il s'agit en quelque sorte, d'un membre inférieur d'armure, reproduisant la position qu'adoptait le cavalier à cette époque et qui vraisemblablement devait être fixée au harnais avant que le combattant ne soit hissé sur son cheval. Tout dans sa construction donne à penser que cela ne voulait pas être seulement une prothèse esthétique.

Il faut attendre le 17^e siècle et le grand Ambroise Paré avec son ferronnier "Le Lorrain" ! pour que se fasse jour une manière de révolution dans les techniques d'amputation et d'appareillage. Il apparaît pour la première fois la notion de collaboration entre un chirurgien et un appareilleur, ainsi qu'un type de prothèse qui n'est pas sans évoquer le nôtre.

Puis, après Ravaton, Verdun, Bueminghauser, Ruehl, entre autres, un mécanicien d'Edimbourg, White, introduit, semble-

t-il, le principe de l'appui ischiatique et c'est à James Potts que l'on doit un type de prothèse articulée au genou, à la cheville et aux orteils, appareil utilisé en Angleterre jusqu'à la première guerre mondiale. Cette prothèse de cuisse est dite "Jambe d'Anglesea" du nom du noble amputé pour qui elle fut réalisée en 1816.

A l'exposition de Londres, en 1851, Palmer de Philadelphie présente une prothèse de cuisse en bois articulée au genou et à la cheville ; ligaments artificiels et ressorts en assurent une certaine coordination dans le fonctionnement : c'est la "prothèse américaine". Notons que Marks eut l'idée d'en améliorer la résistance grâce à un recouvrement en cuir, prélude au "parcheminage" actuel. On lui doit en outre le pied en caoutchouc.

Hanger améliore également la cheville par le caoutchouc, ce qui évite l'utilisation de rappels par haubans ou ressorts.

On ne peut omettre de citer Beaufort en France, dont les prothèses de cuisse sont un modèle pour l'époque, ni Max Schede qui, en 1881, met publiquement l'accent sur la nécessité d'une collaboration entre chirurgiens, médecins et prothésistes. L'appel de Schede n'eut de portée pratique qu'après la première guerre mondiale, quand purent se créer des Centres de traitement chirurgical et prothétique.

Auparavant, Dessouter en Angleterre, remplace la suspension existante qui liait le genou à l'épaule par une ceinture pelvienne et en 1912, introduit l'aluminium dans la fabrication des prothèses.

Enfin, avec l'appareil Schede-Haberman et son genou "physiologique" puis, avant la deuxième guerre mondiale avec Stried et la contention de la prothèse par l'adhérence musculaire,

se dessinent les données de la prothèse actuelle.

A cette époque, l'avènement de la chirurgie réparatrice et orthopédique, considérée comme une technique de spécialiste, met en évidence la noblesse de la fonction motrice. La vie de relations qu'elle sauvegarde rejoint dans l'esprit de tous, la valeur de la vie végétative. Naît alors la prise de conscience de l'intérêt non seulement social mais humain au sens tant exploité du terme de ne pas s'en tenir à l'inéluctable. L'idée s'installe de reconsidérer le problème posé par le diminué physique et d'abord d'admettre qu'il y a un problème, que les événements ne sont pas contingents dès le traumatisme ou l'affection mais peuvent être déterminés.

L'immense effort consenti par tous les pays aux études de la chirurgie osseuse et nerveuse, l'explosion des techniques de rééducation, avec des résurgences timides de techniques anciennes, puis la création récente de la médecine physique montrent combien le médecin se décide à la lutte contre l'immobilisme et l'immobilisation.

Dans ce désir mondial de soulager la misère orthopédique, l'intérêt porté aux amputés depuis vingt ans va en grandissant.

A travers les âges, les techniques d'amputation et d'appareillage avaient été d'une remarquable et consternante fixité. La difficulté éprouvée par les chercheurs actuels, munis de moyens puissants (cf Universités américaines) à apporter des solutions nouvelles satisfaisantes explique cette stagnation.

Cependant, si difficulté il y a, les progrès ne sont

pas nuls.

Le chirurgien mieux informé des difficultés de son amputé croit en la nécessité de techniques opératoires nouvelles qui le soulageront, augmenteront ses possibilités et aideront en même temps les appareilleurs.

Ces derniers, artisans de bonne volonté de toujours ne s'en remettant plus à leur seule habileté, commencent à consulter le mécanicien, le technicien des matériaux, l'ingénieur, le rééducateur, le médecin.

Le travail isolé disparaît. L'équipe se crée.

Au cours de ces treize dernières années, en relation étroite avec le service de notre Maître, le Professeur MERLE D'AUBIGNE et sous la direction du Professeur agrégé MAURER, nous avons pu suivre les soins post-opératoires et nous occuper personnellement de la rééducation et de l'appareillage de 2 000 amputés environ, dont 800 de cuisse. Nous voudrions faire part ici de nos observations et de nos réflexions, étant précisé que certains points seront volontairement passés sous silence parce que bien connus ou parce que méritant à eux seuls un développement trop important pour cet écrit.

Dans ce travail, nous nous limiterons à l'amputé de cuisse appareillable, c'est-à-dire à l'amputé au-dessus du genou chez lequel a été conservé une longueur de diaphyse fémorale capable de supporter et de mouvoir une prothèse.

B - L'AMPUTE

A la différence des autres diminués physiques, l'amputé est averti d'emblée de la perte définitive de sa fonction motrice. Ses réactions psychologiques en dépendent totalement.

Le rhumatisant voit progressivement s'installer son infirmité, il ignore toujours jusqu'où elle peut aller, il admet par connaissance de nombreux cas semblables, que l'évolution est possible mais que cela correspond aussi à un vieillissement plus ou moins précoce qui l'installe dans une catégorie d'individus faisant normalement partie de la Société.

Le paraplégique refuse au début d'admettre que son infirmité est définitive. Il comprend plus tard qu'il est entré avec elle dans un monde nouveau.

L'amputé voit son infirmité s'établir d'un coup. Elle est irrémédiable au sens où le remède serait de lui redonner un membre. Il a conscience ou croit avoir conscience de tout ce que cette perte peut entraîner. Il sait ce qu'on peut faire avec deux jambes, deux bras, deux mains. Le drame naît de son ignorance qu'il existe des suppléances à son infirmité. Il croit que tout va devoir se repenser dans sa vie motrice, sociale, affective et l'énormité du problème le dépasse.

Il est perturbé dans la représentation qu'il a et qu'il offre de son corps, d'autant que certaines sensations qu'il juge au début aberrantes ou ridicules lui proposent un rappel de l'existence du membre disparu.

En un mot, l'amputation est une défaite, même si

elle est la fin de souffrances longues et devenues intolérables.

Perdu devant les questions qui se posent à lui trop nombreuses et en bloc, il a besoin, peut-être plus encore que ceux qui les découvrent peu à peu, d'un soutien constant dans la recherche des réponses.

Comme tous les diminués physiques, l'amputé peut :

- soit surpasser son handicap et s'il y est bien aidé, il y arrivera presque entièrement.
- soit adopter une attitude régressive, physiquement, mentalement, affectivement. Il espère et attend tout de ceux qui s'occupent de lui, dans l'inattention et la passivité. Il se veut aidé, aimé, consolé, voire réprimandé comme un enfant, en tout cas comme un être dépendant qu'il est devenu et qu'il accepte de rester,
- soit adopter une attitude agressive. La vie est devenue une bataille. Rien ne peut être obtenu à ses yeux qu'il ne l'ait conquis. Les soins, les techniques d'appareillage, de rééducation sont pour son cas, toujours perfectibles. Tous refus d'obtempérer à un de ses désirs, une de ses indications, un de ses ordres est une preuve de l'insuffisance de l'attention qu'on lui porte. Son propre cas, il est seul à pouvoir le comprendre et l'étudier. Il devra défendre ses conceptions, ses intérêts et pour cela, attaquer. Plutôt que demander, il préfère prendre, le cas échéant, arracher. Tous ceux qui l'approchent doivent "accepter" de l'aider, sa famille, ses amis, ceux qui le soignent.

Ces trois attitudes sont communes à tous les diminués physiques. Chacun d'eux trouve en l'une d'entre elles le refuge et s'y cantonne. Mais rares sont les amputés qui ne passent pas par les trois états. Ils sont en fait cyclothymiques, vivant des périodes d'agitation ou de prostration, d'espoir ou d'anxiété, d'assurance ou d'angoisse, d'acceptation ou de refus, de résignation ou de colère.

Plus que tous les autres, ils peuvent user, détruire ceux qui les approchent et l'expérience montre que le médecin doit, s'il veut conserver au sein de l'équipe soignante un tonus moral efficace, guetter à chaque instant chez ses collaborateurs, les signes de l'installation d'un syndrome dépressif : tristesse, asthénie, insomnie, désintérêt, auto-négligence et y remédier par un déplacement d'activité.

Ce tableau un peu sombre montre l'importance que prend "l'approche" du futur amputé ou de l'amputé. Il n'est certes pas de méthode et l'attitude du chirurgien ou du médecin sera, comme toujours, adaptée au tempérament du malade, à son comportement, à ses possibilités de réaction à un stress physique ou mental, en résumé à une attitude psychologique qu'on voudrait aussi complète que possible, tant le devenir de l'amputé peut dépendre de la façon dont s'est installé en lui le souvenir de l'annonce de son amputation et des soins qui l'ont suivie.

La participation du mutilé aux efforts de rééducation et d'adaptation à son appareillage n'est obtenue qu'au prix d'un ajus-

tement permanent de l'attitude du médecin à l'état psychologique du moment.

Cependant, la labilité de son humeur, si elle est une complication dans les prescriptions thérapeutiques, entraînant parfois l'administration de médicaments psychotropes, peut aussi devenir une "facilitation" dans le retour à la satisfaction, au contentement, voire à l'euphorie. Car tout n'est pas toujours noir dans la vie de l'amputé et il faut avoir vu le rayonnement extraordinaire inondant le visage du mutilé recevant une prothèse convenable pour comprendre que cette transformation de son aspect extérieur correspond à un bouleversement profond de son être, à la concrétisation d'un espoir, presque d'un rêve.

Ainsi, la vie psychologique de l'amputé apparaît-elle au premier plan sur le fond constitutionnel. Elle est en fait la traduction des succès ou des échecs des thérapeutes dans les solutions des problèmes qu'il pose.

Une brève énumération de ces problèmes servira de plan à notre exposé.

C - PLAN DE L'EXPOSE

Le plan d'exposition d'un ouvrage concernant l'amputé de cuisse peut paraître simple à établir de prime abord.

Il est tentant de suivre le schéma chronologique où l'on voit passer l'individu de sujet non amputé au stade de mutilé appareillé. Il semblerait suffire de détailler chacun des états depuis la période pré-chirurgicale jusqu'à la fin de l'appareillage en passant par les périodes chirurgicales, post-chirurgicale de rééducation, d'appareillage provisoire et d'appareillage définitif. On en profiterait alors pour exposer les problèmes propres à chaque période.

En fait, lors du développement suivant ce plan, on s'aperçoit qu'il faut constamment supposer connues certaines notions devant être étudiées dans un chapitre ultérieur. De trop nombreux "renvois en avant" sont ainsi nécessaires qui rendent l'exposé touffu.

Nous avons tenté d'éviter cet inconvénient en faisant avant tout mais après le préambule qu'on vient de lire, une présentation de l'amputé appareillé, sommaire mais suffisante croyons nous pour situer les problèmes qui se posent alors d'eux-mêmes. Leur étude définit mieux l'amputé à chaque fois. En fin de compte, l'individu appareillé se dessine et prend corps, non comme le ferait croire l'assemblage mécanique du début mais comme un être bien vivant (peu préparé par la nature à supporter une prothèse) et pour lequel aucune étude attentive de ses problèmes ne peut être superflue.

Nous divisons alors le plan en trois parties :

- Dans le premier chapitre de cette première partie, nous étudions quelques uns des problèmes biomécaniques avec leur solution.

Ainsi, dans un deuxième chapitre, pensons-nous être justifiés de dire pourquoi certaines caractéristiques du moignon sont des qualités et comment elles peuvent être utilisées par l'appareillage dont les parties constitutives seront définies dans un troisième chapitre.

- Dans une deuxième partie, par un retour dans le temps, nous exposons les données médicales et chirurgicales qui ont fait passer l'individu à sa condition d'amputé appareillé.

Au cours de quatre chapitres, nous définissons :

- les causes et les circonstances de l'amputation,
- la préparation psychologique du malade,
- la chirurgie avec les techniques d'amputation,
les indications et le choix de ces techniques,
- enfin, la rééducation et l'appareillage.

- La troisième partie étudiant le passé et cherchant quelques leçons pour l'avenir est consacrée à l'étude des résultats observés chez des amputés unilatéraux et des amputés double de cuisse.

Le procédé des comptes et des pourcentages renseigne sur les éléments marquants des ~~dossiers~~ étudiés.

Quelques résultats à partir de la méthode de Belson peuvent être considérés comme significatifs.

Enfin, de cette étude du passé, on tente de tirer des enseignements pour l'avenir ou tout au moins de définir l'attitude intellectuelle susceptible d'orienter la recherche et de fixer la conduite à tenir pour apporter quelques améliorations au sort de l'amputé.

PREMIERE PARTIE

ANALYSE DES DONNEES ANATOMIQUES MECANQUES
ET PHYSIOLOGIQUES DE L'AMPUTE APPAREILLE

PLAN

STATIQUE

Etude de l'équilibre de l'amputé sur sa prothèse.

I - PLAN FRONTAL

A - Equilibre du bassin.

B - Importance de la longueur du fémur - la "verticalisation".

C - Importance de l'appui ischiatique - Défaut du décollement latéral externe.

II - PLAN SAGITTAL

- Situations réciproques de la ligne de charge, des articulations du genou et de la cheville prothétique.

DYNAMIQUE

Etude de l'équilibre de l'amputé sur sa prothèse au cours de la marche.

I - DEPLACEMENT DU CENTRE DE GRAVITE AU COURS DE LA MARCHE

II - PLAN FRONTAL

III - PLAN SAGITTAL

A - Phase d'appui

- 1°) Hypothèses simplificatrices.
- 2°) Bilan des forces.
- 3°) Condition de progression.
- 4°) Conditions de maintien du genou en extension pendant la phase d'appui.

Dérobement :

- a) tout de suite après que le pied postérieur ait quitté le sol :

α) - Facteurs inhérents à l'amputé : variation de la longueur du pas et de la vitesse de déplacement,

β) - Facteurs inhérents à la prothèse.

- b) Au voisinage du moment où la prothèse est verticale :

α) - Rôle des chevilles prothétiques et des gommages,

β) - Comparaison avec le pied S. T. et le pied S. A. C. H. ,

γ) - Ressaut de blocage,
Fasiement.

- 5°) déroulement du pied et son retentissement sur le déplacement vertical du centre de gravité.

- a) Importance du déplacement de la hanche par rapport au pied. Défaut de la "montagne".

- b) Causes possibles des variations de la position réciproque de la hanche et du pied.

α) - Réglage des gommages,

β) - Longueur utile du pied.

B - Phase pendulaire

1°) Début de la phase pendulaire - Relevé du talon.

2°) Partie moyenne de la phase pendulaire :

a) Exigence géométrique pour le passage de la pointe du pied au-dessus du sol,

b) Considérations mécaniques.

3°) Fin de la phase pendulaire :

a) Extension complète du genou à l'attaque du talon,

b) Rôle du rappel élastique.

ANNEXE

Etude sur quelques genoux dits physiologiques.

CHAPITRE I

DESCRIPTION SOMMAIRE DE L'AMPUTE APPAREILLE

Devant la disparition de tout ou partie d'un membre, la première réaction est de remplacer cette perte par un système qui rende son aspect au corps humain. Cela étant réalisé, force est de constater qu'aspect et fonction ne sont pas liés. Cette dernière s'imposant par nécessité crée des impératifs de construction et de structure si compliqués, si nombreux et si intriqués que leur compréhension difficile a soumis pour bien des points, leur réalisation à l'empirisme.

Pour sortir de cet empirisme, oubliant un moment l'individu, il faut étudier le complexe amputé-prothèse, en le considérant en première approximation comme un système soumis à des lois physiques. Il faut alors établir les relations qui existent entre les masses, les forces, les pressions, les accélérations, déterminer la valeur des moments qui permettent les équilibres statiques ou dynamiques, analyser les conditions de reproduction d'une fonction. Des différents paramètres apparaissant dans les équations, certains seront déterminés mathématiquement, d'autres mesurés directement, d'autres encore ne seront connus qu'à la suite d'expériences complexes. Enfin, certains apparaîtront à la suite d'hypothèses simplificatrices.

L'approximation de départ ayant permis d'enserrer les solutions dans des limites encore trop écartées pour être utili-

sables, on s'en approchera par l'introduction, au fur et à mesure qu'il sera possible, de nouvelles variables qui rendent au problème sa réelle complexité.



Comment, de ce point de vue biomécanique, se présente le complexe "amputé-prothèse" en première hypothèse ?

Comme un système solide et indéformable à chaque instant, composé de l'amputé et de sa prothèse étroitement unis. Cette union est réalisée par l'emboiture, sorte d'alvéole épousant les formes du moignon. Sous cette emboiture est attachée une articulation, libre dans le sens antéro-postérieur, prolongée par un segment rigide à l'extrémité duquel joue une seconde articulation.

L'ensemble prothétique, dénué de toute force interne reconstitue ainsi une cuisse, un genou, une jambe, une cheville, un pied.

Le complexe amputé-prothèse est soumis à des forces dont une est extérieure au système : son poids, et dont d'autres sont intérieures au système et créées par les contractions musculaires.

BIOMECHANIQUE

INTRODUCTION

Les premiers problèmes qui se posent en biomécanique concernent la stabilité de l'amputé sur sa prothèse.

Il est intéressant d'étudier l'équilibre dans deux plans perpendiculaires, le plan frontal et le plan sagittal.

-oo0oo-

STATIQUE

Etude de l'équilibre de l'amputé sur la prothèse.

I - PLAN FRONTAL

A- EQUILIBRE DU BASSIN

Nous étudions l'équilibre de l'amputé en appui sur sa seule prothèse.

La ligne de gravité ou ligne de charge doit tomber à l'intérieur de la surface de sustentation représentée par la surface du pied au sol.

Seuls les mouvements dans le plan frontal sont à considérer; ils se font autour d'axes traversant le plan. Les deux articulations prothétiques, cheville et genou, sont parallèles au plan, elles n'interviennent donc pas dans l'équilibre étudié.

Il reste en fait à étudier la liaison entre le moignon et l'emboiture et le porte à faux du corps de l'amputé par rapport à cette emboiture.



On peut étudier l'action de forces sur un système solide à condition que celui-ci soit indéformable.

En conséquence, il pourra être nécessaire de décomposer un système solide pouvant subir des déformations en ses éléments constitutifs solides non déformables et d'étudier

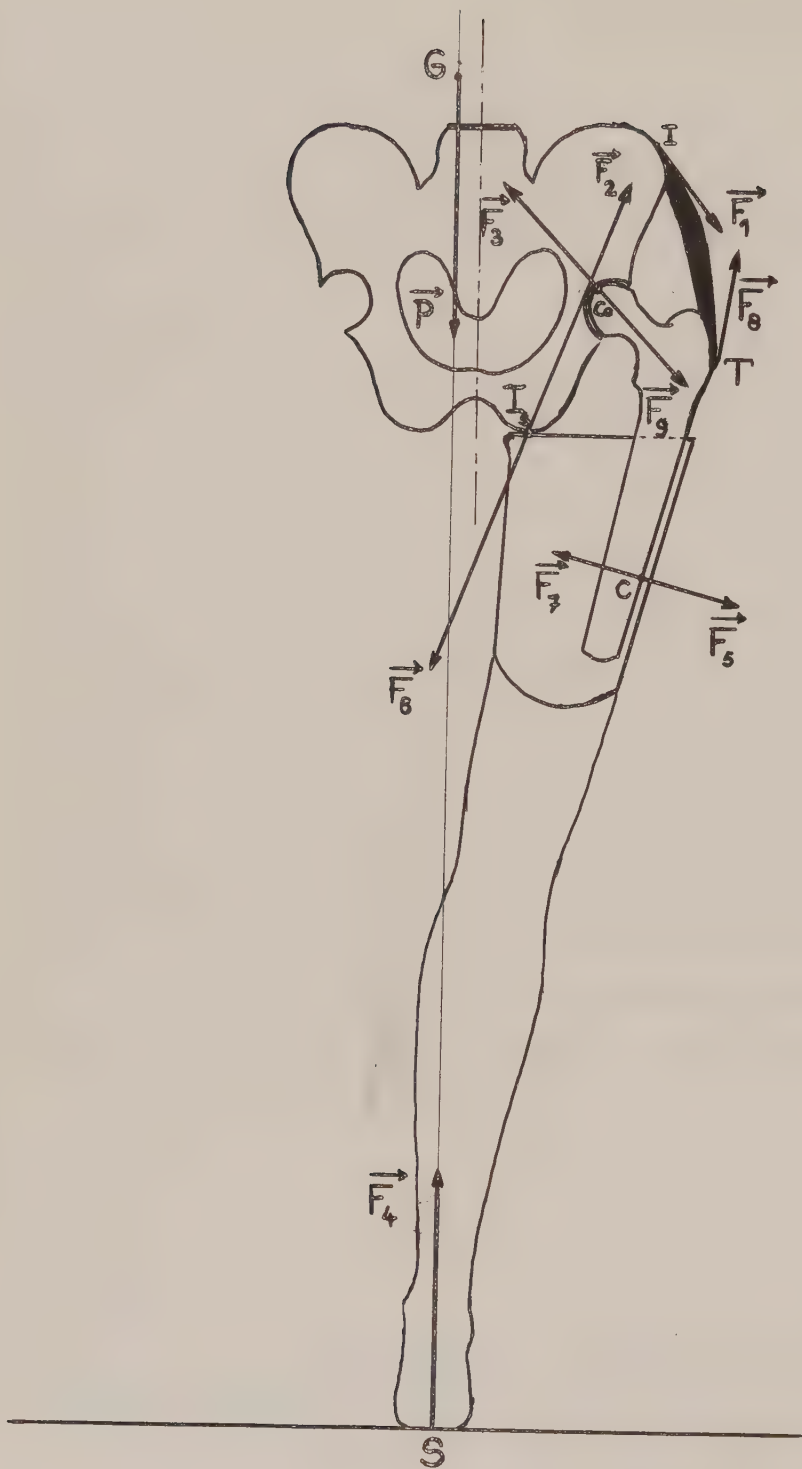


fig. 1

alors l'action des forces sur ces éléments.

Lorsqu'un système est en équilibre, c'est :

- ou qu'il n'est soumis à aucune force (rare),
- ou bien :

α) que l'ensemble des forces auxquelles il est soumis est nul. Autrement dit, puisqu'une force est une grandeur vectorielle :

- la somme vectorielle des forces agissant sur ce système en équilibre est égale à 0,
- ou encore, le polygone des forces représentatives est fermé.

β) que la somme des moments des forces par rapport à un point du système est nulle.

α) L'ensemble des forces auxquelles est soumis le système en équilibre est nul

Système dont on veut considérer l'équilibre ; ensemble amputé + prothèse.

Nous considérons comme indéformables :

- l'ensemble amputé moins moignon,
- le moignon représenté essentiellement par le fémur,
- la prothèse.

a) Forces connues d'emblée agissant sur le système (fig 1) :

- le poids P de l'amputé moins le moignon (considéré comme négligeable) appliqué en G.
- la force des abducteurs créant une tension entre I et T.

b) Forces immédiatement déduites de l'action des premières en raison de l'état d'équilibre de l'ensemble :

- la réaction du sol $\vec{F}_4$ à la force poids en S,
- la force $\vec{F}_6$ en I_s résultant de l'appui du bassin sur la prothèse et sa réaction en $\vec{F}_2$,
- la force $\vec{F}_1$ en I des abducteurs,
- la force $\vec{F}_8$ en T des abducteurs opposées à la force ci-dessus et égale en intensité,
- la force $\vec{F}_5$ du fémur contre la prothèse en C,
- la force de la prothèse contre le fémur $\vec{F}_7$, en C opposée et égale (à $\vec{F}_5$),
- la force $\vec{F}_3$ en Co sur le cotyle résultant de l'appui du bassin sur le fémur,
- la force $\vec{F}_9$ en Co sur le fémur résultant de la réaction à l'appui du bassin : opposée et égale, (à $\vec{F}_3$).

Etudions les équilibres de chaque système indéformable.

1°) Ensemble amputé :

Il est soumis aux forces (fig.2)

$$\vec{P} \text{ en G} - \vec{F}_1 \text{ en I} - \vec{F}_2 \text{ en } I_s - \vec{F}_3 \text{ en Co}$$

Puisque le bassin est en équilibre, c'est que la somme vectorielle des forces est égale à 0 ou encore que le polygone des forces est fermé, donc de la forme de la figure 3).

2°) La prothèse : elle est soumise aux forces (fig.4)

$$\vec{F}_4 \text{ en S} - \vec{F}_5 \text{ en C} - \vec{F}_6 \text{ en } I_s$$

Le polygone d'équilibre est de la forme de la figure 5).

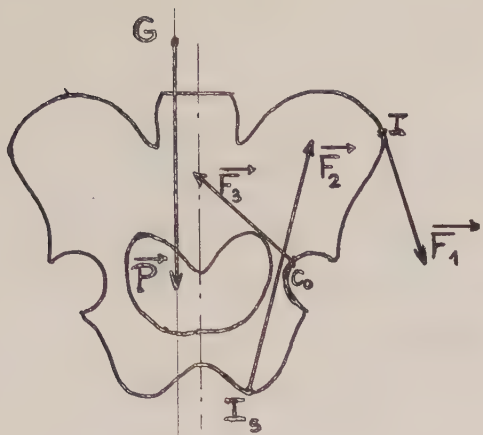


fig. 2

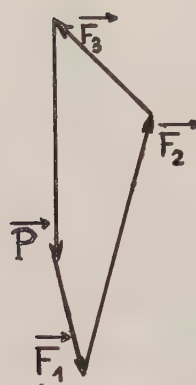


fig. 3



fig. 4



fig. 5

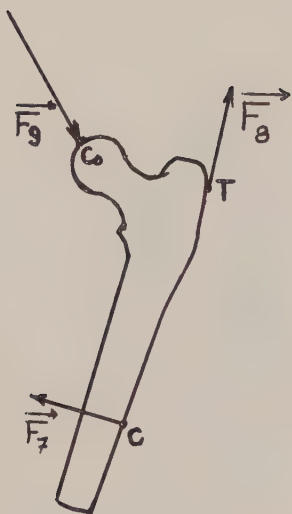


fig. 6

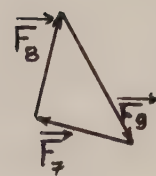


fig. 7

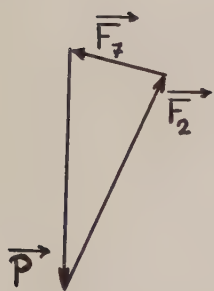


fig. 8

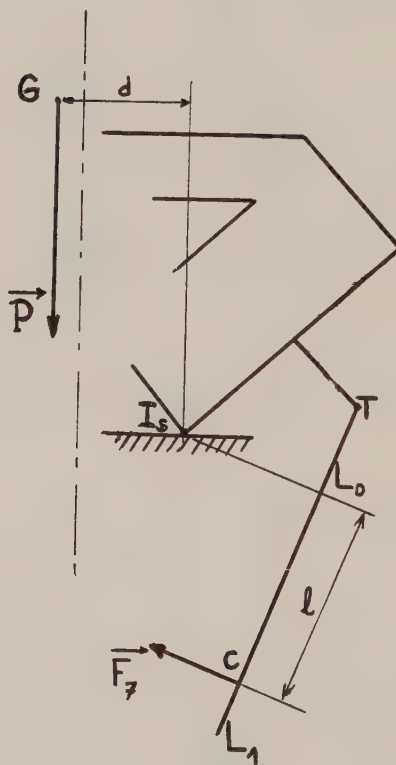


fig. 9

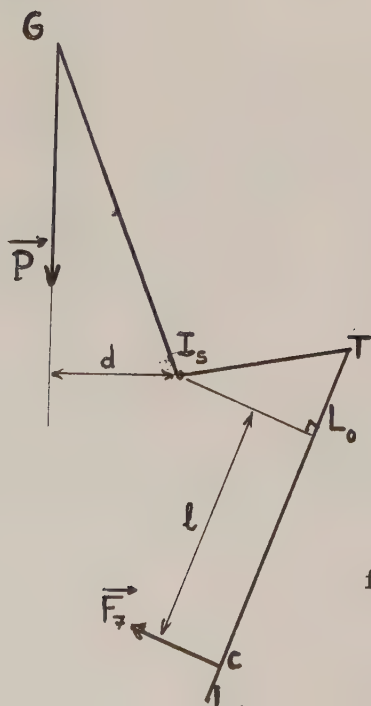


fig. 9 bis

3°) Le fémur : il est soumis aux forces (fig.6)

$$\vec{F}_7 \text{ en C} - \vec{F}_8 \text{ en T} - \vec{F}_9 \text{ en Co}$$

Le polygone d'équilibre est de la forme de la figure 7.

Si nous considérons l'ensemble "amputé-fémur" comme indéformable, car verrouillé en Co par une contraction juste suffisante des abducteurs :

S'éliminent, remplacées par des contraintes internes, les forces :

$$\vec{F}_1 \text{ et } \vec{F}_8 - \vec{F}_3 \text{ et } \vec{F}_9$$

$$\text{Il reste les forces : } \vec{P} - \vec{F}_2 - \vec{F}_4 - \vec{F}_5 - \vec{F}_6 - \vec{F}_7$$

L'amputé en équilibre sur sa prothèse, est soumis aux forces $\vec{P}$, $\vec{F}_2$, $\vec{F}_7$ qui admettent respectivement comme réactions les forces $\vec{F}_4$, $\vec{F}_6$, $\vec{F}_5$.

Le système est en équilibre : le polygone des forces est donc fermé et de la forme de la figure 8.

β) La somme des moments des forces par rapport à un point est nulle.

Faisons la somme des moments par rapport à I_s (fig 9, 9 bis)

Les forces considérées sont alors $\vec{P}$ et $\vec{F}_7$. les forces en I_s créent un moment nul. Les moments considérés sont :

$$M_{I_s}^t \vec{P} + M_{I_s}^t \vec{F}_7 = 0$$

$$(\vec{P} \times d) - (\vec{F}_7 \times l) = 0$$

On remarque :

que le moment de la force $\vec{F}_7$ est utile lorsqu'il s'oppose au moment de P.

C'est le cas du produit $\vec{F}_7 \times l$.

Par contre, s'il existe une force appliquée entre T et L_O celle-ci crée un moment de signe contraire par conséquent s'opposant à l'équilibre.

En conséquence, il est inutile de faire monter trop haut le bord supérieur de la prothèse dans un but d'équilibre.

D'autre part, un amputé dont la longueur du fémur serait juste égale à $T L_O$ serait inappareillable.

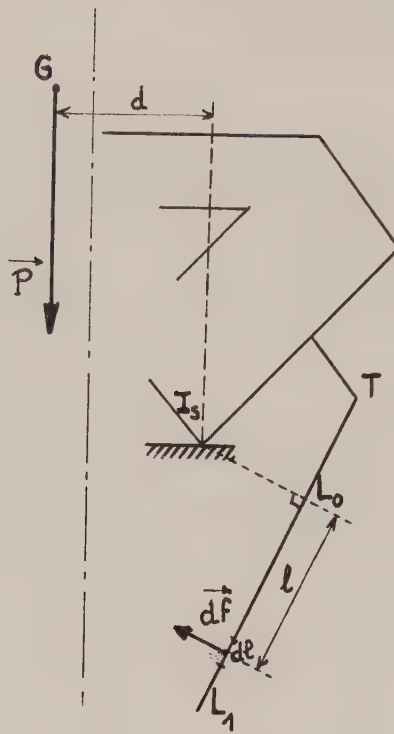


fig. 10

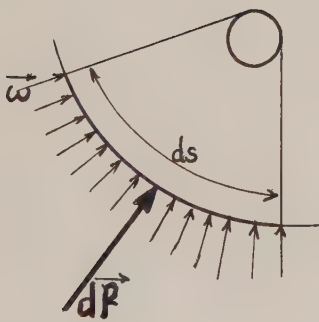


fig. 11

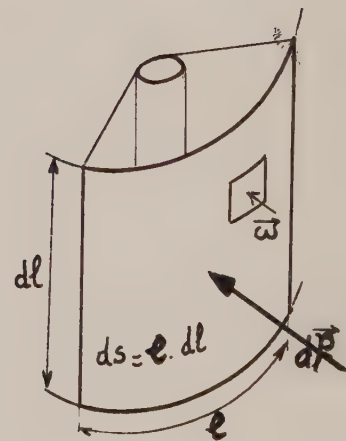


fig. 12

B - IMPORTANCE DE LA LONGUEUR RESTANTE DU FEMUR - VERTICALISATION

Nous venons de voir que l'amputé, en équilibre sur sa prothèse, stabilise son bassin parce que le moment du poids, par rapport à I_s , est égal et opposé au moment, par rapport à I_s , de la force F_7 , réaction de l'emboiture à l'action du fémur plaqué contre elle par les abducteurs, (fig. 9).

$$M_{I_s}^t \vec{P} = M_{I_s}^t \vec{F}_7$$

$$\vec{P} \cdot d = \vec{F}_7 \cdot l \quad (1)$$

$$\text{et } \vec{F}_7 = -\vec{F}_5 \text{ d'où } M_{I_s}^t \vec{F}_7 = -M_{I_s}^t \vec{F}_5$$

Le M^t de la force $\vec{F}_5$ par rapport à I_s se calcule de la façon suivante : (fig. 10)

Sur un élément de longueur dl , situé à la distance l du point L_0 du bras de levier, s'exerce une force $df = \omega \times e \times dl$, c'est-à-dire la force qui résulte de l'action de la pression ω sur l'élément de surface $ds = e dl$, (fig. 11 et 12).

Le moment élémentaire de la force df est :

$$d M^t = df \times l = \omega \cdot e \cdot l \cdot dl$$

$$M_{I_s}^t \vec{F}_5 = \int d M^t = \int_{L_0}^{L_1} \omega e l dl = \omega e \int_{L_0}^{L_1} l dl$$

dans laquelle,

L_0 = origine de la mesure des abscisses.

L_1 = abscisse de l'extrémité E du fémur.

l = abscisse du bras de levier.

ω = la pression exercée par l'emboiture sur la zone du moignon qui répond au fémur : e.

e = largeur de la zone ci-dessus.

On peut écrire ; équation (1)

$$\vec{P} \times d = -\omega e \int_{L_0}^{L_1} l. dl = -\frac{1}{2} \omega e [l^2]_{L_0}^{L_1} = -\omega e \frac{L_1^2 - L_0^2}{2}$$

et au signe près,

$$\vec{P} \times d = \omega e \frac{L_1^2 - L_0^2}{2}$$

or $L_0 = 0$ (origine du bras de levier) d'où

$$\vec{P} \times d = \frac{\omega e L_1^2}{2} \quad (2)$$

Il est intéressant d'examiner la variation de ω en fonction de la longueur du fémur car une valeur élevée de la pression peut ne pas être tolérable par l'amputé.

Nous tirons ω de (2)

$$\omega = \frac{2 \vec{P} \cdot d}{L_1^2 \cdot e} \quad \text{Le graphe est une hyperbole.}$$

Pour cela, considérons un amputé dont le poids P

est de 700 N. (N = newton) 1 newton $\neq$ 0,100 kg (≠)

Soient :

d (distance de l'ischion à la ligne de gravité) = 0,03 m et

$TL_0 + L_0 L_1$ (longueur du fémur) variant de 0 à 0,3 m et dans laquelle TL_0 longueur inutile = 0,05 m.

$$\text{Tracé de} = \frac{2 (\vec{P} \times d)}{L_1^2 \times e}$$

(≠) Nous utilisons au cours de ces calculs les unités nouvelles :

newton = unité de poids

pascal = unité de pression $1 \text{ Pa} = \frac{1 \text{ newton}}{\text{mètre}^2}$

car le kg/cm^2 est une unité prohibée.

Nous mettrons cependant la correspondance en kg/cm^2 .

	mètres	pascals	kg/cm ²
$L_0 L_1$	0	∞	
$L_0 L_1$	0,05	56.10^4	~~#~~ 5,6
$L_0 L_1$	0,10	14.10^4	~~#~~ 1,4
$L_0 L_1$	0,15	$6,3.10^4$	~~#~~ 0,63
$L_0 L_1$	0,20	$3,5.10^4$	~~#~~ 0,35
$L_0 L_1$	0,25	$2,3.10^4$	~~#~~ 0,23
$L_0 L_1$	0,30	$1,6.10^4$	~~#~~ 0,16

Nous traçons la courbe en plaçant en abscisse les longueurs du fémur et en ordonnées les contraintes en pascals, (fig. 13).

D'expériences faites par ailleurs, il résulte que la contrainte maxima acceptable par les tissus d'un moignon de cuisse est habituellement comprise entre 6.10^4 Pa (0,6 kg/cm²) et 15.10^4 Pa (1,5 kg/cm²) (essais).

Ces deux valeurs découpent la courbe en 3 zones :

- la zone 1, au dessous de 6.10^4 Pa
- la zone 2, comprise entre 6.10^4 et 15.10^4 Pa,
- la zone 3, au dessus de 15.10^4 Pa.

Ces zones correspondent à des longueurs de fémur représentées sous l'axe des abscisses. On peut dire que dans la

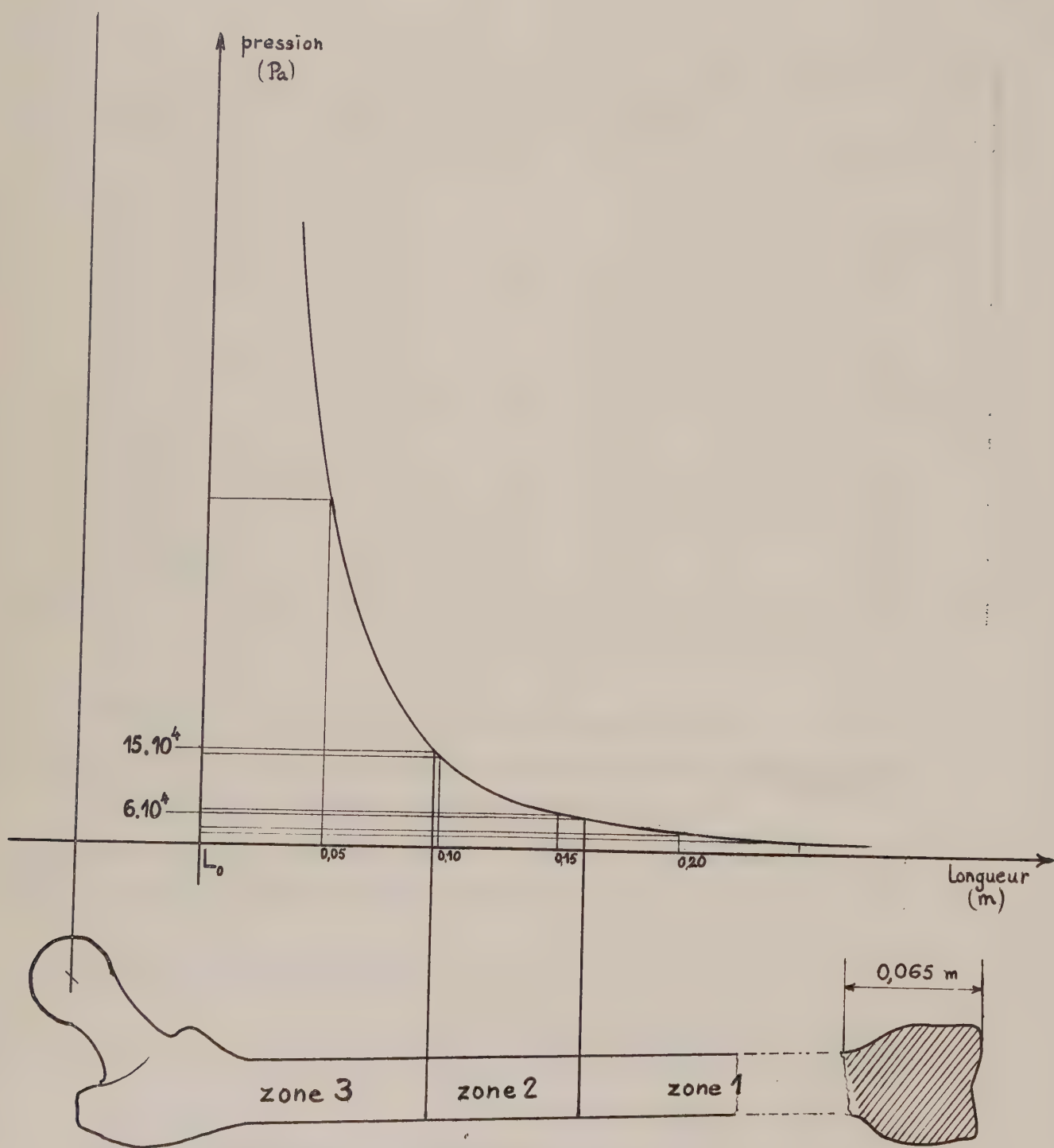


fig. 13

zone 1, les contraintes sont acceptables et les efforts musculaires peuvent s'exprimer sans retenue. Chez un sujet amputé, normalement musclé, la stabilité du bassin en appui unipodal est possible.

Dans la zone 2, la contrainte peut être telle qu'elle est ou n'est pas acceptée par le mutilé et dans ce cas, l'effort musculaire sera ou ne sera pas en partie inhibé par la douleur. La stabilisation du bassin peut être bonne au début de la journée et se détériorer avec l'irritation des téguments.

Enfin, dans la zone 3, aucun sujet n'est capable de supporter la contrainte imposée. Celle-ci survient avec des efforts peu importants et la stabilisation du bassin est impossible.

On remarque que dans la zone 1, la contrainte croît lentement et peu ; donc une longueur de fémur à 1 ou 2 cm près n'a pas d'importance sur la qualité de la stabilisation du bassin.

Par contre, dans la zone 2, la progression de la contrainte est rapide et : à 1 cm près, elle peut être acceptée ou ne pas l'être par l'amputé (avec cette menace supplémentaire que l'emplacement de ce centimètre, on ne le connaît pas).

Notons que les hachures figurées dans la zone 1 correspondent à une portion de fémur à supprimer obligatoirement si l'on veut pour des raisons technologiques, "loger" convenablement l'articulation prothétique du genou.

Lorsque la contrainte est inacceptable pour une marche normale, le blessé réduit cette contrainte au prix d'une boiterie. Cela revient à diminuer le moment du poids $\vec{P}$ par rapport à l'ischion Is en inclinant le bassin. Le moment de la force $\vec{F}_7$ d'application du fémur contre l'emboiture par rapport à Is décroît dans les mêmes

proportions. Ce mouvement tend à aligner sur une même verticale les points G, Is et S. On dit alors que le malade marche en faisant une "verticalisation" (fig. 14).

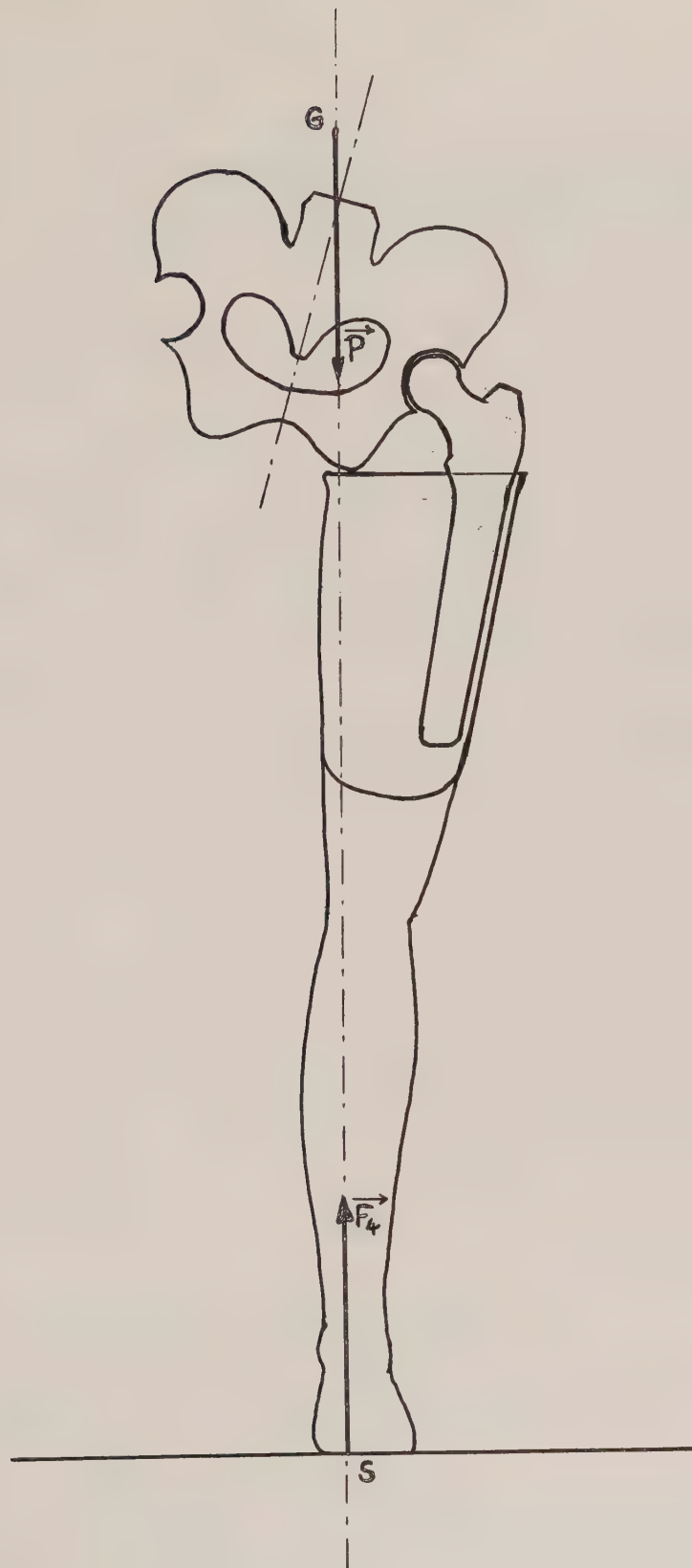


fig. 14

C - IMPORTANCE DE L'APPUI ISCHIATIQUE -
DEFAUT DU DECOLLEMENT LATERAL SUPERIEUR

L'ischion transmet la majeure partie du poids du corps à la prothèse.

Cet appui ischiatique parfois difficile à réaliser convenablement, comme nous le verrons dans la description de la fabrication de l'emboiture, ne peut être supprimé. S'il n'était pas réalisé le poids devrait se transmettre par ailleurs.

1°) l'amputé enfoncerait dans la prothèse jusqu'à être arrêté :

- soit par une rencontre de la branche ischio-pubienne avec le bord interne de la prothèse, ce qui est intolérable ;
- soit par une augmentation de l'appui terminal ce qui est très rarement possible.

2°) l'absence d'appui sur la partie postéro-interne de l'assise créerait un défaut de marche qui se traduirait, comme nous allons le montrer, par un décollement de la paroi externe de l'emboiture de l'extrémité supérieure du moignon (en abrégé, décollement latéral supérieur D. L. S.)

Défaut du décollement latéral supérieur

Nous avons vu que l'équilibre de la prothèse exigeait que le polygone des forces soit fermé et de la forme : (fig. 4 et fig. 15)

- $\vec{F}_4$ réaction du sol à P,
- $\vec{F}_5$ réaction de la prothèse à la force du fémur,
- $\vec{F}_6$ réaction de la force d'appui de l'ischion,

Si l'appui ischiatique n'est pas réalisé, la force $\vec{F}_6$ disparaît. Restent les 2 forces $\vec{F}_4$ et $\vec{F}_5$ qui se composent selon une force unique $\vec{F}_u$ qui va s'appliquer à la prothèse (fig. 16).

Cette force fera se déplacer l'un par rapport à l'autre le corps et la prothèse.

La force $\vec{F}_u$ est oblique vers le haut. Ce n'est pas la prothèse qui va monter mais le corps qui va descendre ; d'autre part, $\vec{F}_u$ est oblique vers l'extérieur et la prothèse va se déplacer en pivotant autour de S, créant un décollement de l'emboiture latéral et supéro-externe (schéma 17).

En pratique, le système ne peut continuer son déplacement réciproque jusqu'à la chute car il est arrêté soit :

- par le fait que, à la suite de l'enfoncement, l'ischion entre en contact avec l'assise et la force F_u apparaissant, les situations se stabilisent en l'état ;

- ou par le fait que, à la suite du déplacement latéral la paroi interne de l'emboiture qui a pu pendant un certain temps déformer et comprimer les masses molles internes rencontre une résistance de la part de ces masses molles qui stabilisent également la situation en l'état.

Ce défaut du D. L. S. signe donc l'existence de l'ischion mal ou pas appuyé.

Il survient :

- 1°) lorsqu'un bourrelet est interposé entre l'assise et l'ischion;
- 2°) lorsque l'entrée est trop grande et que l'ischion est à l'intérieur de l'emboiture ;
- 3°) lorsque l'entrée est trop serrée et que l'ischion est en dehors de l'emboiture ;

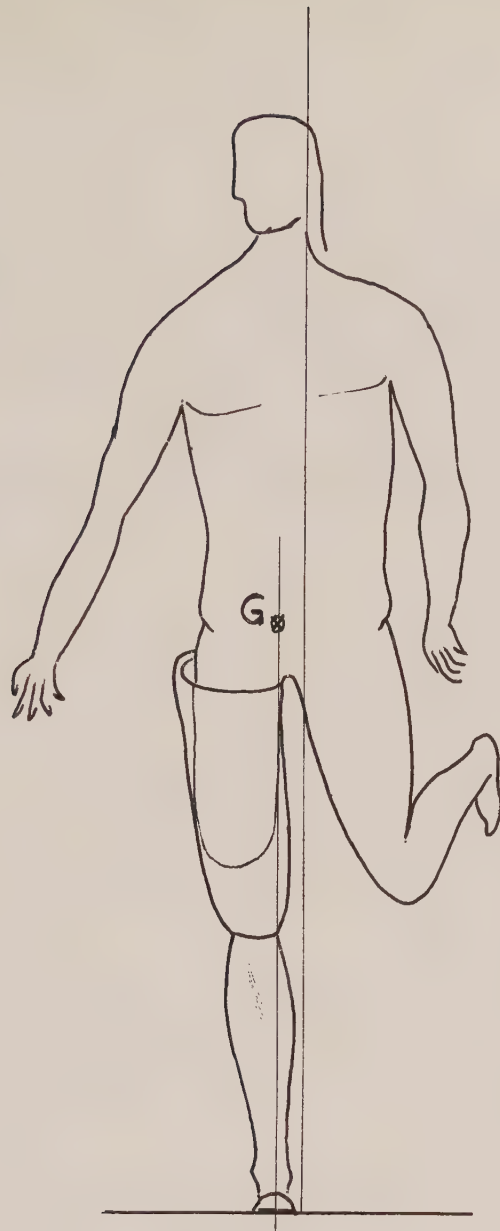


schéma 17

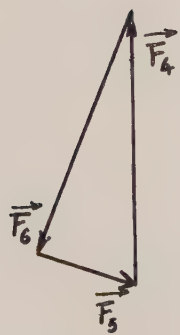


fig. 15

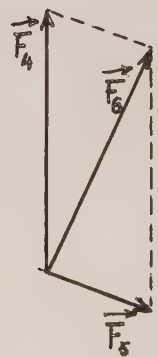


fig. 16

4°) lorsque l'appui ischiatique a été volontairement évité pour profiter d'un appui terminal total rendu possible par certaines amputations : Greeti, désarticulation du genou.

Nous reverrons ces causes dans le chapitre traitant de la construction et de l'adaptation de l'emboiture.

II - PLAN SAGITTAL

Situations réciproques de la ligne de charge des articulations du genou et de la cheville prothétique.

L'équilibre de l'amputé sur sa prothèse est déterminé par les rapports entre la ligne de charge et les deux articulations prothétiques du genou et du pied.

Bien entendu, la projection du centre de gravité doit se trouver sur la surface de sustentation et dans le plan sagittal entre les points A et B qui sont respectivement l'extrémité arrière du talon et l'axe d'articulation métatarso-phalangienne.

La cheville prothétique est mobile autour d'un axe perpendiculaire au plan.

Chez l'individu sain, la ligne de charge passe en avant de la tibio-tarsienne de 3 à 5 cm créant un moment mécanique contre lequel luttent les muscles de la loge postérieure de la jambe (schéma 18).

Avec la prothèse on fait passer la ligne de charge le plus près possible de l'axe (schéma 19). Le moment est donc réduit. Un dispositif élastique de gomme antérieur et postérieur suffit à stabiliser l'articulation (fig. 20).

Le genou prothétique est mobile autour d'un axe perpendiculaire au plan sagittal. Sa mobilité est limitée par une butée dans le sens de l'extension.

Pour que l'équilibre soit trouvé par l'amputé, il suffit que la ligne de charge soit antérieure à l'articulation.

Ces conditions sont faciles à réaliser pour l'amputé

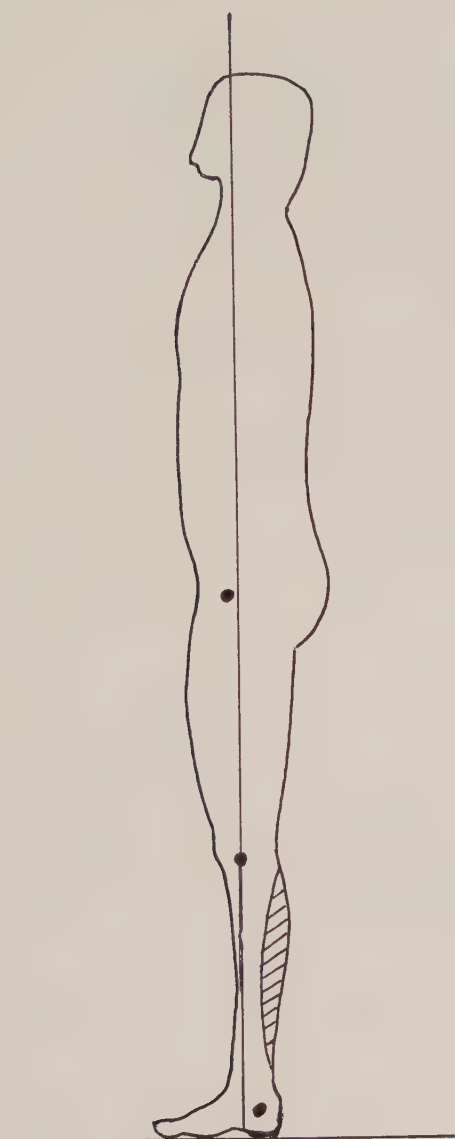


schéma 18

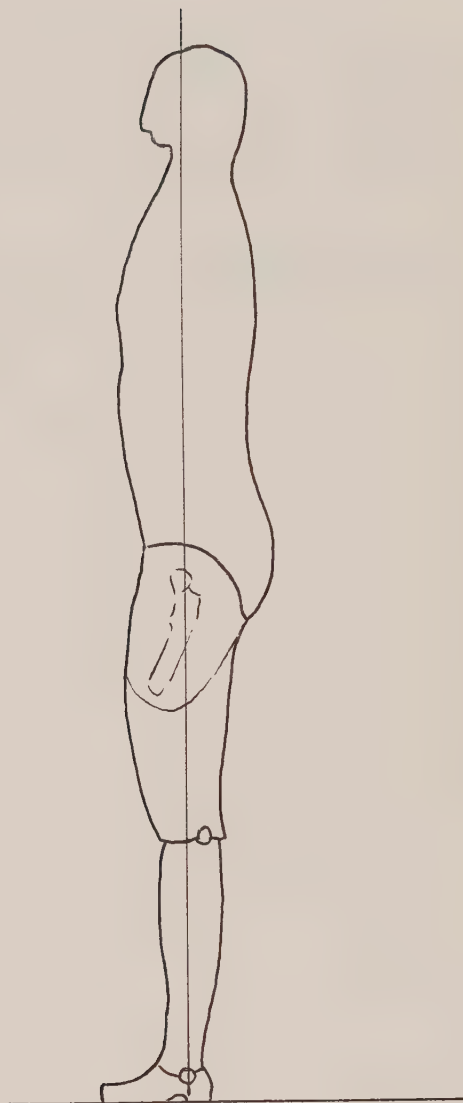


schéma 19

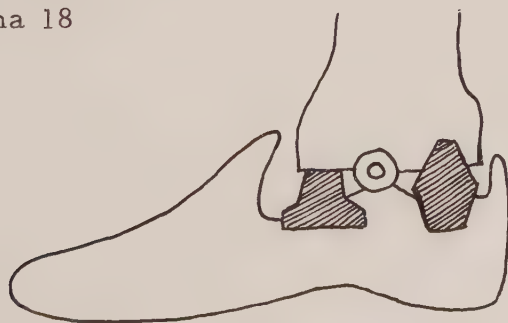


fig. 20

debout en appui unipodal arrêté. Il semblerait que la position à la limite de la stabilité et de l'instabilité étant trouvée, il suffirait de situer en un point quelconque au delà de cette limite, les articulations prothétiques.

L'étude dynamique va montrer qu'il existe aussi d'autres limites à respecter.

DYNAMIQUE

Etude de l'équilibre de l'amputé sur sa prothèse
au cours de la marche.

L'équilibre dynamique résulte de la position par rapport aux différentes articulations concernées, de la résultante des forces qui s'appliquent au système, dans le plan considéré.

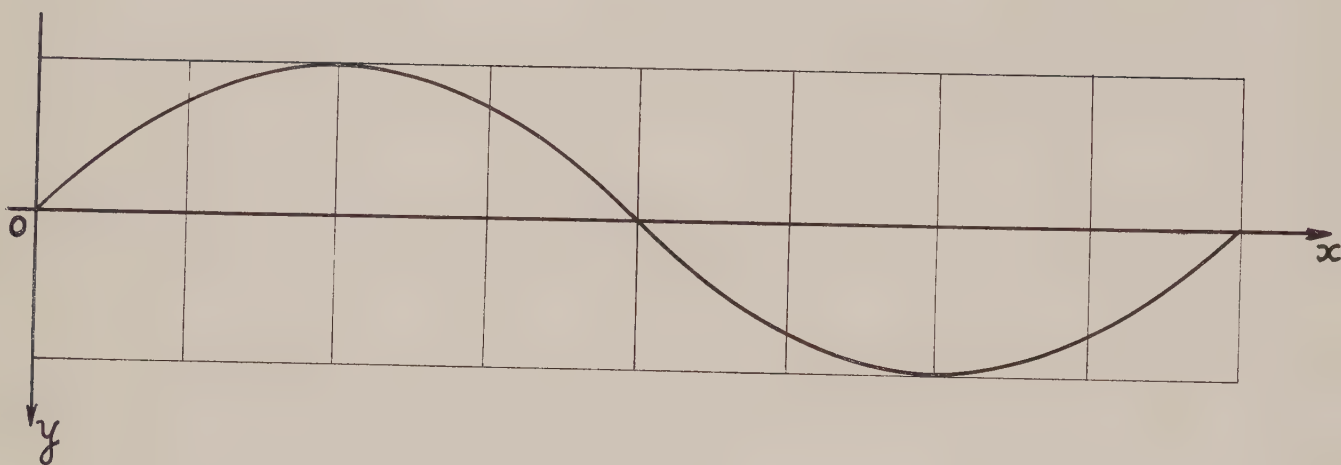


fig. 22

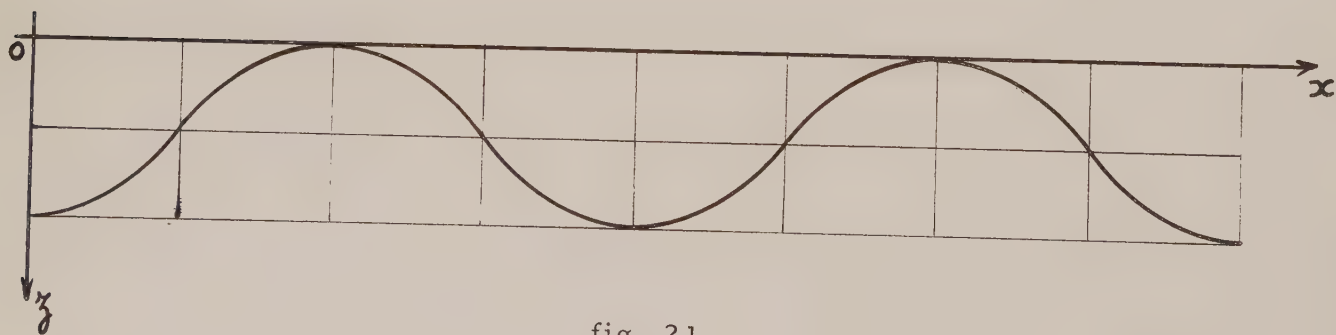


fig. 21

I - DEPLACEMENT DU CENTRE DE GRAVITE AU COURS DE LA MARCHE

Au cours de la marche, le centre de gravité suit une trajectoire complexe due à des déplacements verticaux et de droite à gauche.

La dépense d'énergie est fonction des déplacements du centre de gravité. Il faut considérer non seulement les déplacements verticaux qui sont sur la direction du poids mais aussi les déplacements latéraux car l'organisme ne récupère pas l'énergie de freinage. Pour imaginer cette proposition, on peut dire que descendre une pente ne rembourse pas l'énergie dépensée pour la gravir.

La projection sur un plan vertical (le plan sagittal) du déplacement vertical de G est une courbe cyclique qu'on peut assimiler à une sinusoïde et dont le maximum correspond à la phase de l'appui monopodal où le membre inférieur est vertical et tendu et le minimum à la période du double appui (fig. 21).

La projection sur un plan horizontal du déplacement de droite à gauche de G est également une courbe cyclique dont les sommets correspondent à ces mêmes appuis monopodaux sur chacun des membres. La période de cette deuxième courbe est donc double de la première (fig.22).

La figure 23 montre comment ces deux courbes se situent l'une par rapport à l'autre dans l'espace.

La composition de ces deux courbes (fig. 24) donne la trajectoire du centre de gravité. Dans le cas où la marche est symétrique, cette trajectoire a la forme d'une sinusoïde tracée sur

la paroi d'un demi tube dont la section est une ellipse, (fig. 24).

Ces déplacements de G sont coûteux pour l'organisme et celui-ci cherche et parvient à les réduire par un jeu musculaire très affiné.

Le déplacement latéral est réduit par un ajustement de l'écartement des pieds de l'axe de marche. Il ne dépasse pas non plus 3 à 5 cm.

Ainsi, la courbe réelle est un affadissement de la courbe théorique et le grand axe peut être aussi bien horizontal que vertical. La courbe elle-même peut n'être pas symétrique si la marche ne l'est pas ce qui est d'ailleurs le cas le plus fréquent. Nous nous propulsons davantage avec un pied qu'avec l'autre, nous en écartons un plus que l'autre de l'axe de marche etc...

Mais rien ne peut être constant chez l'individu en activité. La mise en jeu de la chaîne motrice la plus économique du point de vue mécanique n'est pas tout le temps conservée. La dépense mécanique minimale peut être couverte à partir d'un groupe de muscles rapidement fatigables. Le déplacement est alors continué à partir d'une attitude et des mouvements moins économiques mais dont l'effort pour les maintenir est plus aisément fourni à partir d'une chaîne musculaire plus robuste.

Ainsi, écarterons-nous parfois les deux pieds l'un de l'autre de 5 à 6 cm. La nécessité de l'impulsion latérale qui en résulte est elle-même réduite par un déplacement favorable de G vers le pied d'appui grâce à une incurvation du rachis à chaque pas vers ce pied. Ce jeu musculaire qui n'est pas gratuit soulage finalement les muscles de l'impulsion déjà très sollicités. C'est le

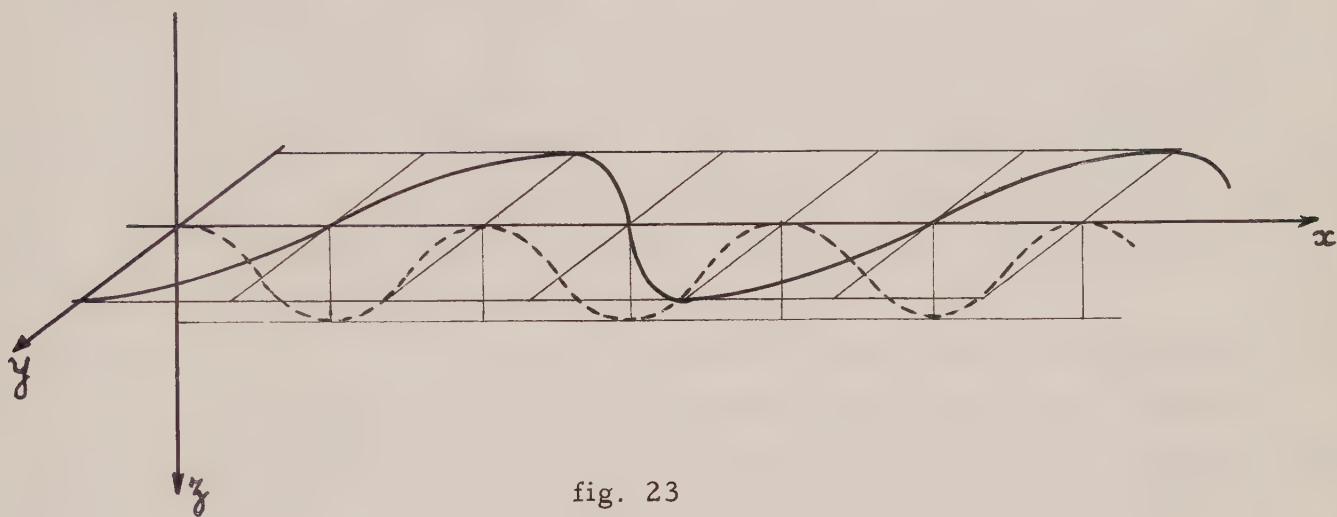


fig. 23

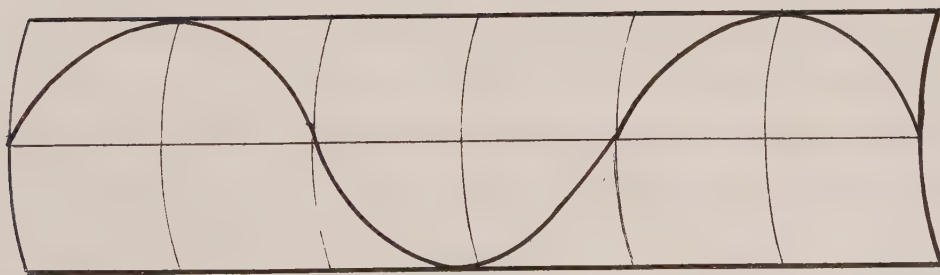


fig. 24

balancement très caractéristique de l'homme fatigué.

On pourrait de même décrire nombre de courbes différentes de la première (très théorique) dans lesquelles on devrait tenir compte des compensations résultant d'une faiblesse ou d'une lésion d'une chaîne motrice d'un côté ou encore d'une anomalie de commande neurologique.

Dans le problème présent, nous considérons que la marche est une suite de propulsions, de chutes et de réceptions. En d'autres termes, il y a une succession d'accélération et de freinages. Le centre de gravité a donc des variations de vitesse.

Ces accélérations se décomposent suivant les 3 axes du trièdre de référence, soit :

- γ_x suivant OX
- γ_y suivant OY
- γ_z suivant OZ

Dans le cadre de notre étude de l'équilibre de l'ensemble amputé-prothèse, nous pourrions négliger l'accélération verticale γ_z peu importante devant l'accélération de la pesanteur.

Comme nous étudions les mouvements dans les plans frontal et sagittal, nous pouvons de même négliger les accélérations perpendiculaires à ces plans et dont la projection est nulle, respectivement γ_x et γ_y .

Ceci revient à admettre que les mouvements étudiés se passent dans un plan. En toute rigueur, il faudrait faire l'étude de chacun des aspects du mouvement dans l'espace. Mais cette

hypothèse simplificatrice est admissible car ce que l'on néglige n'altère pas grossièrement la direction des forces considérées à chaque fois. On peut négliger le déplacement transversal de G lorsqu'on considère le mouvement de profil. On peut négliger l'avancée de G lorsqu'on considère la stabilité latérale.

Malgré cette hypothèse simplificatrice, on conserve donc une bonne compréhension du phénomène.

II - PLAN FRONTAL

Les déplacements du centre de gravité dans ce plan sont peu importants. On peut considérer que l'appui sur la prothèse à chaque instant du pas est comparable à l'appui unipodal statique. On néglige donc l'accélération transversale γ_y par rapport à G. La réalité nous montre que lorsqu'on obtient avec une prothèse un bon équilibre statique dans le plan frontal, l'équilibre dynamique dans le même plan est bon.

On ne poussera donc pas davantage cette étude dynamique dont la compréhension générale peut être assurée par l'étude statique dans le même plan.

III - PLAN SAGITTAL

A - PHASE D'APPUI

1°) Hypothèses simplificatrices.

Le système est mécaniquement plus simple que celui d'un membre humain par l'absence d'un grand nombre de muscles. Ainsi, le genou est et doit rester en extension complète tout au cours de la phase d'appui et l'axe du pied est perpendiculaire à celui de la jambe au cours de la phase pendulaire. Il n'y a d'apport d'énergie ni au niveau du genou, ni au niveau de la cheville.

En dépit de ces simplifications, le système est trop complexe pour être traité avec des moyens élémentaires comme nous voulons le faire ici.

D'où les hypothèses suivantes :

- a) Toute la masse est concentrée au Centre de gravité G,
- b) Le déplacement transversal de G est peu important par rapport au déplacement longitudinal. Ces déplacements ont lieu dans le même temps, l'accélération transversale γ_y peut être négligée par rapport à γ_x . Ce qui revient à dire que nous considérons que le mouvement se passe dans le plan ZOY et que les projections sur le 3e axe de coordonnées Oz sont nulles, (fig. 25).
- c) pour les mêmes raisons, l'accélération verticale de G est négligée devant g. La disparition de cette composante de γ_z (tangente à la courbe de déplacement) entraîne que nous considérons γ comme horizontale à chaque instant.
- d) La liaison moignon-emboiture est rigide.
- e) L'amputé contrôle parfaitement l'articulation H (articu-

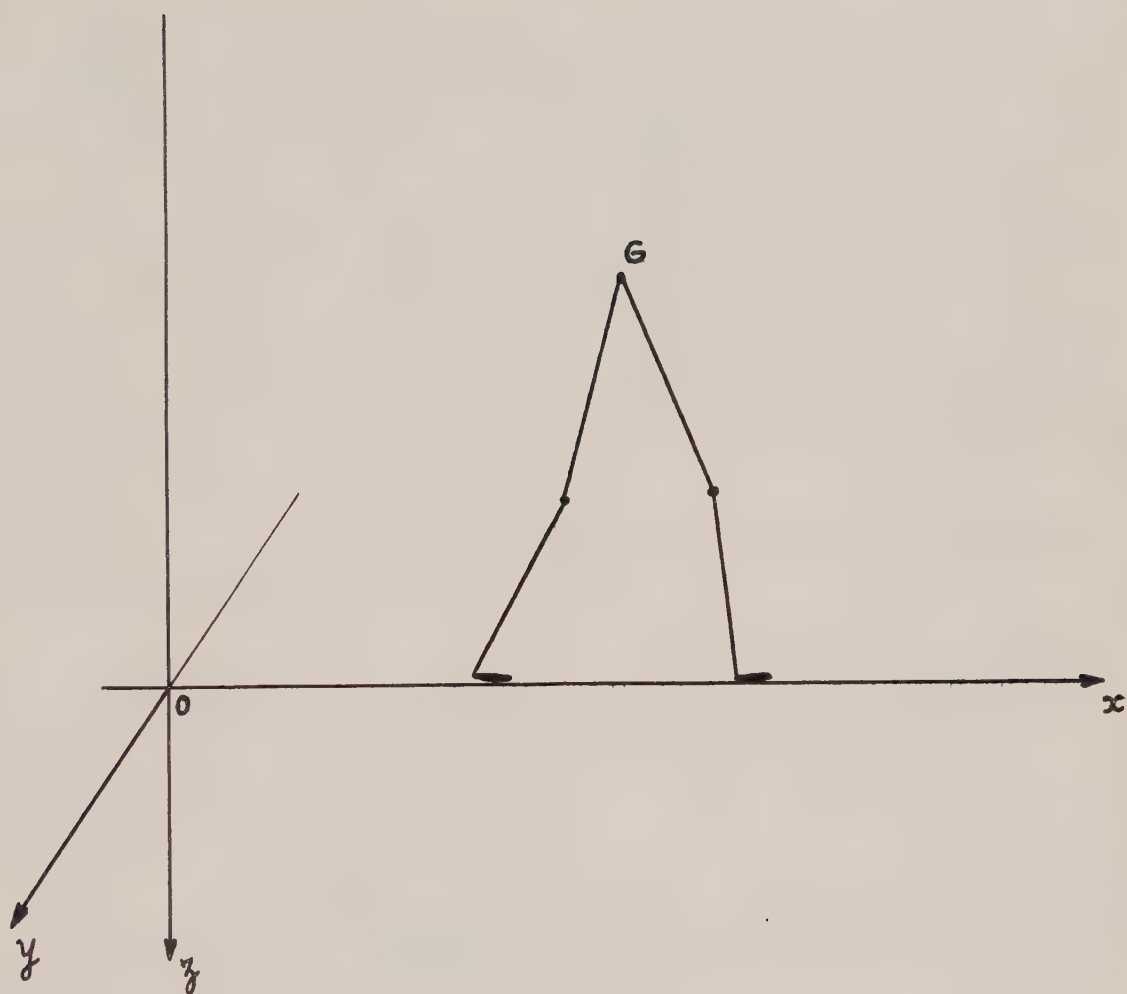


fig. 25

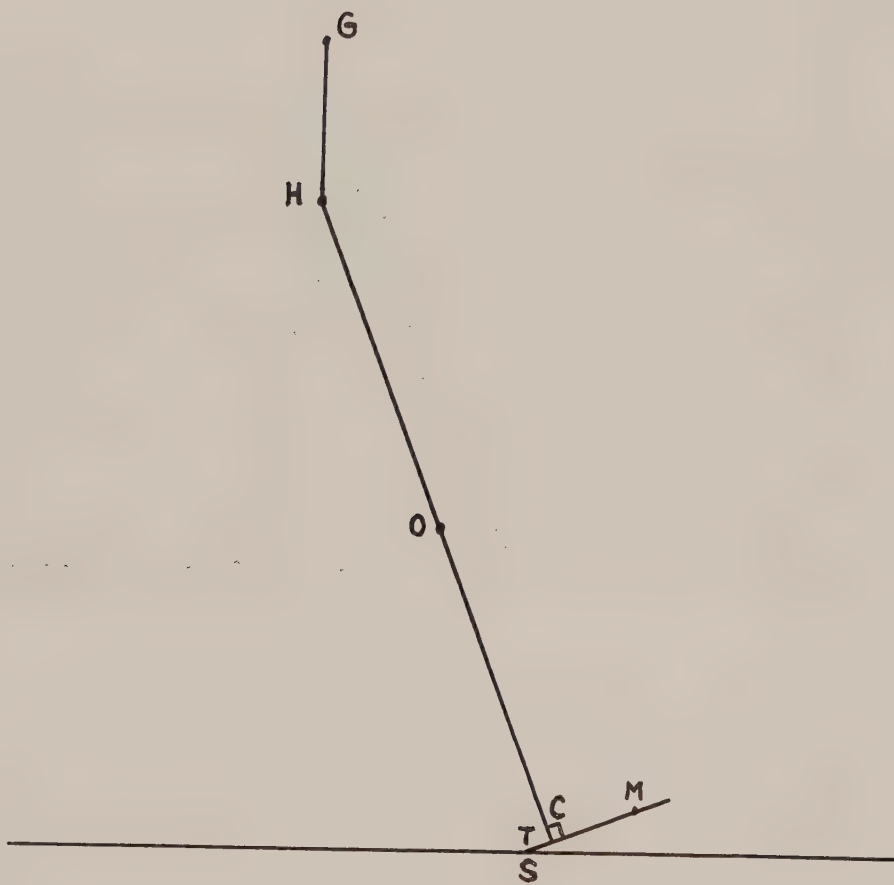


fig. 26

lation de la cuisse prothétique sur le bassin), c'est-à-dire déclenche à chaque instant les contractions nécessaires à l'équilibre du tronc sur la cuisse, compte tenu de leurs déplacements réciproques. Cette articulation H est le centre instantané de rotation du système qui se meut autour d'une droite passant par le centre du cotyle et l'ischion. Comme ces deux points sont peu éloignés l'un de l'autre et que les déplacements du système "moignon-prothèse" par rapport au système "corps de l'amputé" sont peu importants, on peut admettre que H est pratiquement fixe.

Le système simplifié peut être schématisé de la façon suivante (fig. 26) :

- G = centre de gravité de l'ensemble du corps + prothèse ;
- H = articulation de la cuisse prothétique sur le bassin ;
- O = articulation du genou ;
- C = articulation de la cheville ;
- S = point d'appui sur le sol (ce point se déplace par rapport au pied TB au cours de la phase d'appui) ;
- B = point de flexion prothétique correspondant à l'articulation métatarso-phalangienne.

2°) Bilan des forces (fig. 27)

a) Le système est soumis à son poids $\vec{P} = m\vec{g}$

La projection sur Ox = 0

$$\text{sur Oz} = m\vec{g} \quad (1)$$

b) Le corps humain ne se déplace pas à une vitesse constante.

La variation de vitesse horizontale de G dans le plan sagittal correspond à une accélération de γ_x .

Le système est soumis à une force $m\vec{\gamma}_x$

La projection sur Ox = $m\vec{\gamma}_x$

La projection sur Oz = 0 (2)

La composition de (1) et (2) est la résultante de R appliquée en G

c) Enfin, le système est soumis à :

- la réaction du sol $\vec{R}_1$ appliquée en S ;
- les projections de $\vec{R}_1$ sur Ox et Oz sont $\vec{X}$ et $\vec{Z}$.

3°) Equation d'équilibre

Le corps est en équilibre dynamique.

a) Théorème : la somme des forces appliquées au système est nulle et la somme des projections sur Ox et Oz également nulle.

D'où :

$$\text{Projection sur Ox} = m\vec{\gamma} + \vec{X} = 0$$

$$\text{Projection sur Oz} = m\vec{g} + \vec{Z} = 0$$

d'où par addition :

$$m\vec{\gamma} + \vec{X} + m\vec{g} + \vec{Z} = 0$$

ou

$$m\vec{\gamma} + m\vec{g} = -(\vec{X} + \vec{Z}) = -\vec{R}_1 \quad (1)$$

La masse m, soumise aux accélérations G et γ_x , est soumise aux forces $m\vec{g}$ et $m\vec{\gamma}_x$ ou à leur résultante :

$$\vec{R} = m\vec{g} + m\vec{\gamma}$$

(1) devient :

$$\boxed{\vec{R} = -\vec{R}_1}$$

Les deux forces sont égales et de sens contraire, (fig. 27).

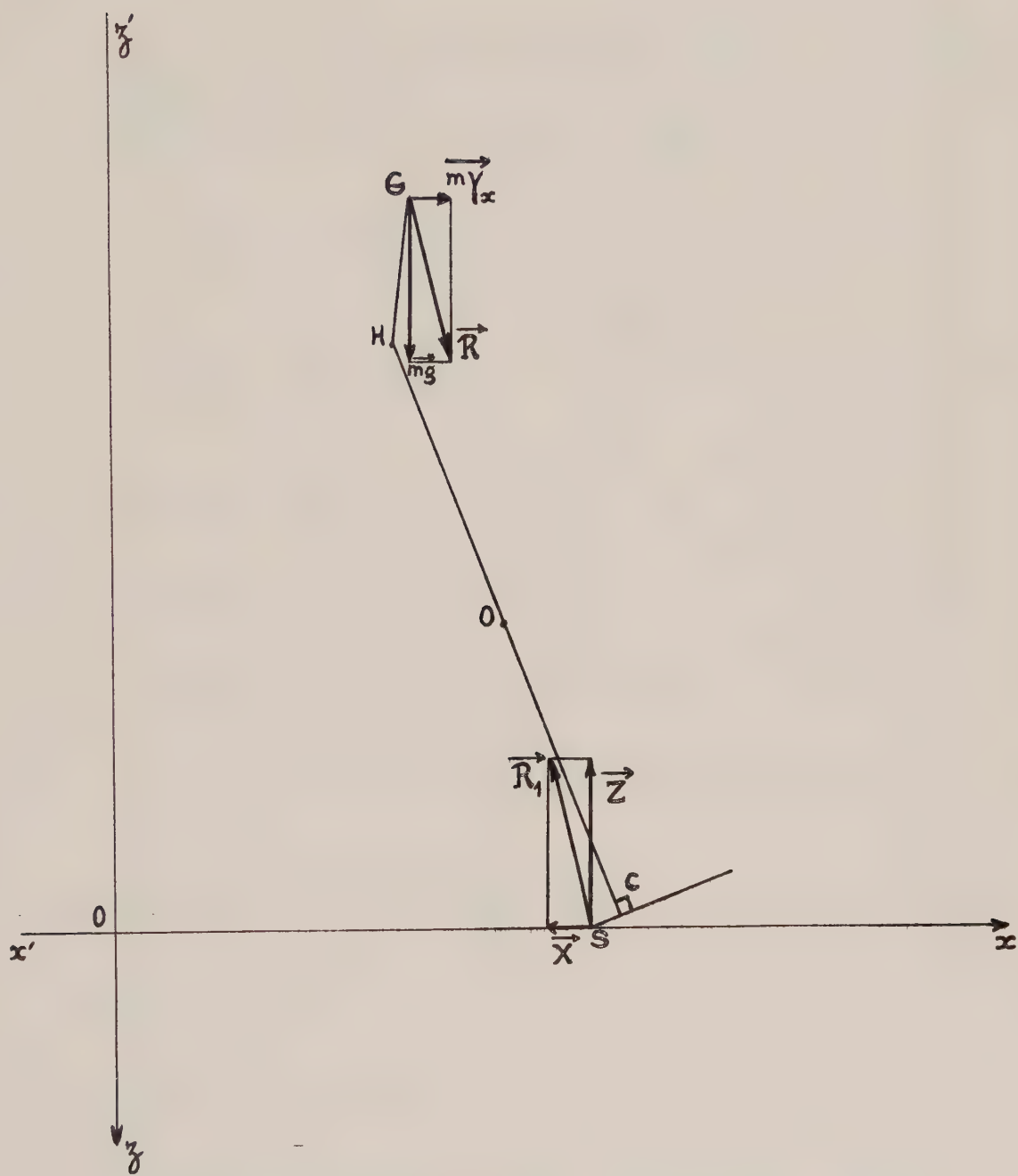


fig. 27

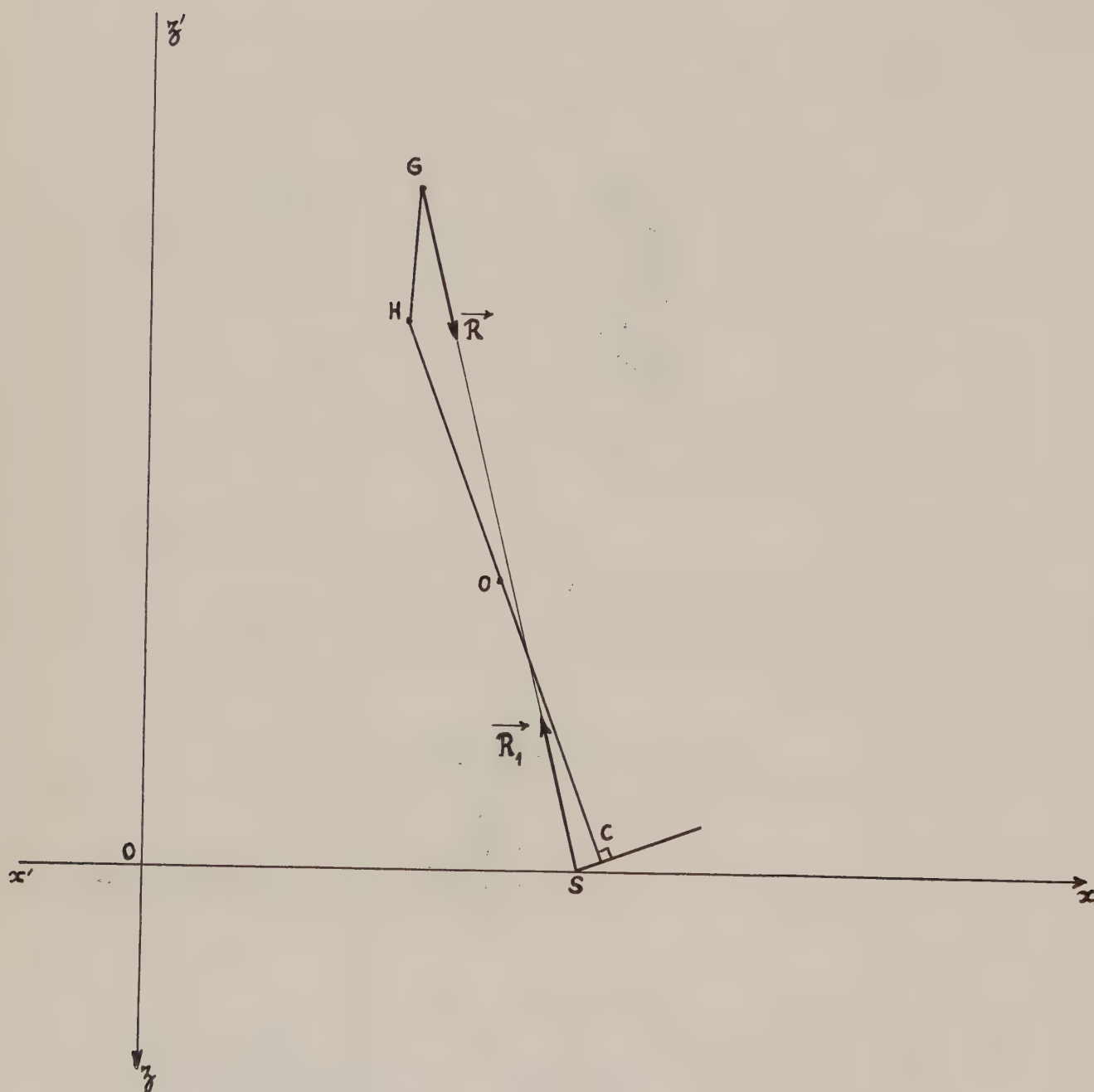


fig. 28

La dérivé par rapport au temps du M^t Cinétique par rapport à un point fixe S est égale à la somme des M^t des forces extérieures par rapport au même point S

$$\frac{d M_s^t M_v}{dt} = \sum M_s^t \text{ Forces extérieures}$$

$$M_s^t M_v = M \vec{v} \cdot GS$$

$$\frac{d M_s^t M_v}{dt} = \frac{M dv}{dt} GS = M_s^t M \dot{\gamma}$$

$$M_s^t M \dot{\gamma} + M_s^t M g = M_s^t \vec{R}$$

$$M_s^t \vec{R} = 0 \longrightarrow M_s^t M \dot{\gamma} + M_s^t M g = 0$$

$$\text{avec } M_s^t M \dot{\gamma} + M_s^t M g = M_s^t \vec{R}_1 \text{ car toute la masse est en G}$$

(première hypothèse simplificatrice).

$$\text{donc } M_s^t \vec{R}_1 = 0$$

d'où il ressort que $\vec{R}_1$ est portée par GS

$\vec{R}_1$ et $\vec{R}_2$ sont donc sur une même direction (GS) ; nous savons qu'elles sont égales et de sens contraires ; elles sont donc égales et opposées. Le système est représenté de la manière suivante (fig. 28).

4°) Conditions de progression (fig. 29)

Dès le début -instant 1- de la phase d'appui, le talon sert de pivot. La hanche décrit le cercle de rayon H.S. Le centre de gravité pivote lui-même autour de H. En définitive, le déplacement de G combine ces 2 courbes ; il y a modification de sa hauteur qui augmente jusqu'à ce que S et G soient sur une même verticale (instant 2). (Nous verrons qu'après la verticale, la courbe suivie par G dépend aussi de la construction du pied prothétique). Cette augmentation de l'énergie potentielle s'est faite au dépens de l'énergie cinétique et est égale au travail effectué : mgh .

- h est l'élévation du centre de gravité entre les instants 1 et 2. Pour que le pas puisse s'effectuer, il faut que l'énergie cinétique E_c soit au moins égale à cette énergie potentielle.

Le théorème de l'énergie cinétique permet d'écrire :

$$E_{c1} - E_{c2} = Mgh = 1/2 M (V_1^2 - V_2^2),$$

$$gh = \frac{V_1^2 - V_2^2}{2}$$

$$h = \frac{V_1^2 - V_2^2}{2g} = (V_1^2 - V_2^2) \times Cte \quad (2)$$

Pour une prothèse donnée, la hauteur maxima de G est déterminée. La hauteur minima est fonction de l'obliquité de la prothèse à l'attaque du talon, donc de la longueur du pas. h peut donc varier et l'énergie cinétique liée à la vitesse de déplacement aussi.

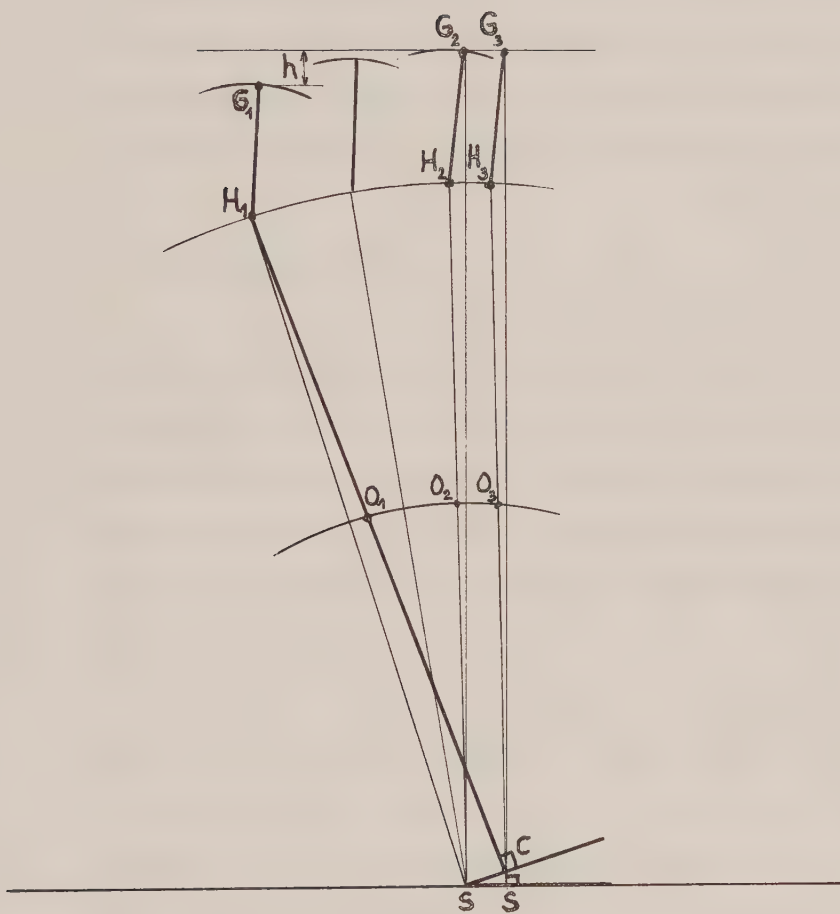


fig. 29

La relation entre h et l'énergie cinétique peut ne pas être satisfaite. h peut être trop grand pour une énergie cinétique donnée, par exemple dans le cas d'un pas trop long, pour une vitesse de déplacement trop faible. Il y a alors impossibilité pour l'amputé de passer sur sa prothèse. (On peut imaginer aussi une prothèse trop longue ou un accident de terrain, surélevant le sol. Dans ces deux cas, le résultat serait le même).

Conclusions pratiques

1° - Vitesse et longueur du pas sont liées. Un grand pas demande une dépense d'énergie importante (se rappeler que dans une marche normale avec deux membres sains, tous les mouvements du corps tendent à réduire h et qu'il est ainsi possible d'avoir une marche rapide à petits pas ou une marche à grands pas, lente ; cependant, ces 2 modes de déplacement ne sont pas économiques).

2° - Les amputés qui hésitent dans leur marche et qui s'arrêtent au moment du double appui perdent leur énergie cinétique. Ils ont en définitive une dépense plus importante que ne le voudrait leur vitesse de déplacement car ils sont obligés de faire les frais de la création d'une nouvelle énergie cinétique pour passer au-dessus de leurs prothèses.

5°) Conditions de maintien du genou en extension pendant la phase d'appui

Pendant l'appui sur la prothèse, le genou doit rester tendu. Il est facile de voir que cela dépend de la position de O par

rapport à la droite G S.

Il y a trois dispositions possibles :

- a) O en AR de GS. Le moment des forces tend à mettre le genou en extension, limité en cela par la butée de l'articulation prothétique.
- b) O sur GS. Le genou reste en extension mais l'équilibre peut être détruit à chaque instant.
- c) O en avant de GS. Le moment des forces tend à fléchir le genou. L'appui est impossible (fig. 30).

On voit que :

l'alignement des points H O C n'intervient pas directement dans la stabilité du genou.

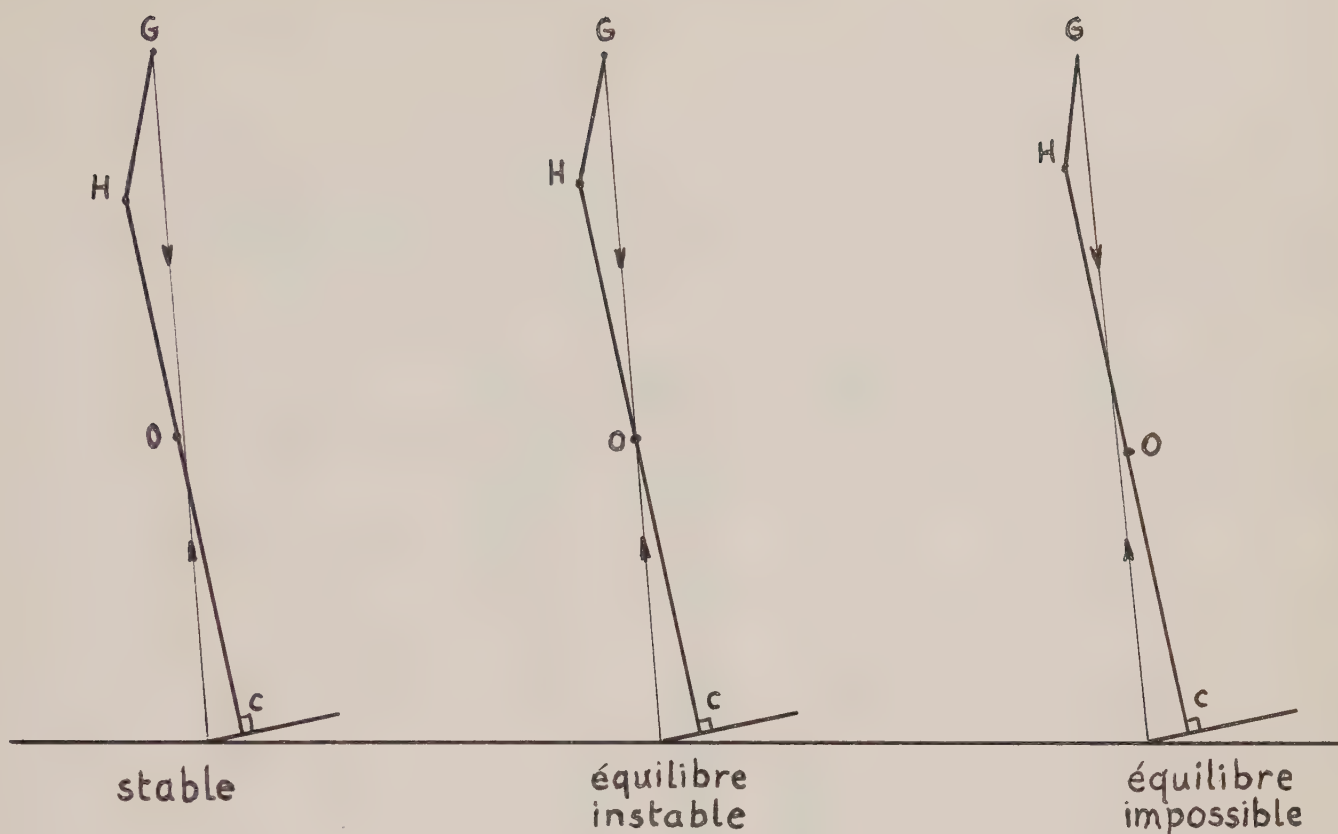
Il est possible d'avoir en butée $\widehat{H O C} < 180^\circ$ (dans le sens de la flexion et non dans le sens du récurvatum) et cependant le point O peut être en arrière de GS, donc le genou est stable.

Il est possible également d'avoir $\widehat{H O C} > 180^\circ$ donc apparemment un genou en hyperextension et cependant le point O en avant de G S donc le genou n'est pas stable (fig. 31).

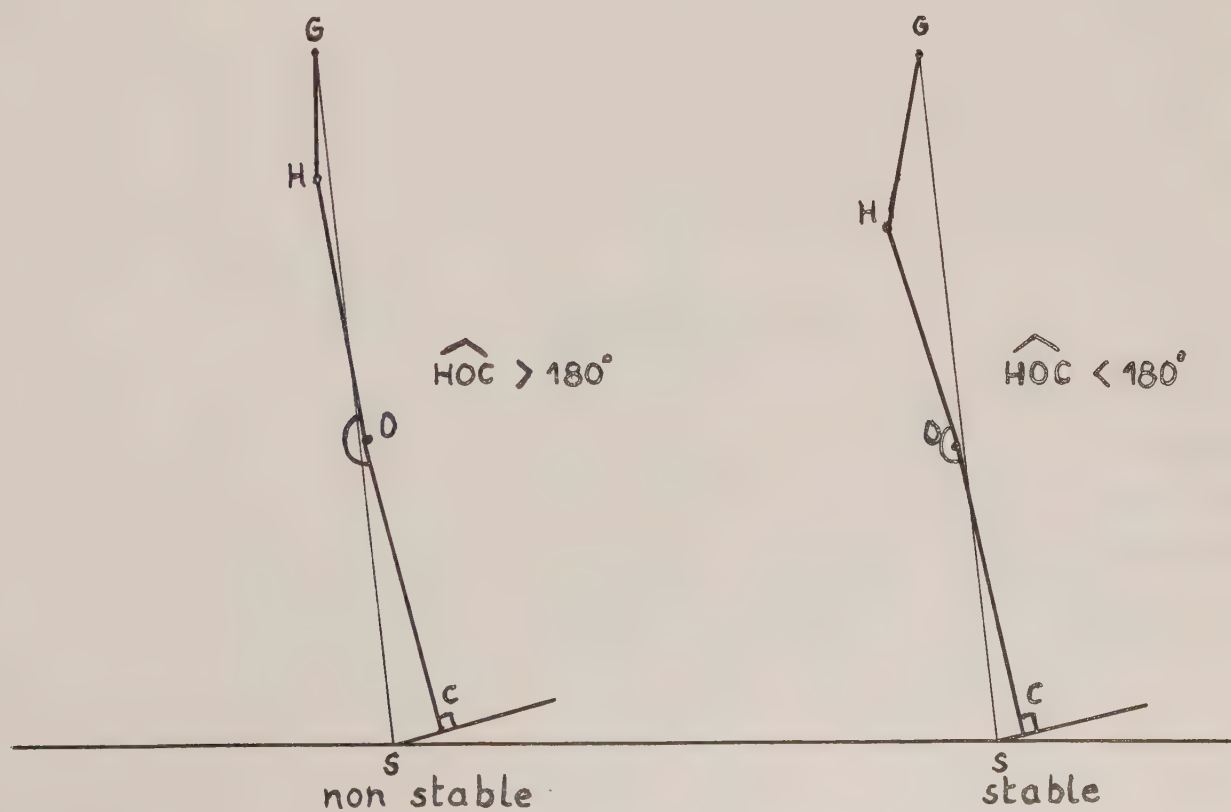
Le pied attaque le sol par le talon et le quitte par l'avant pied.

S se déplace de l'un à l'autre

O se déplace également par pivotement autour des points S successifs. Ainsi G, dont on connaît la trajectoire, O et S se déplacent dans le sens du mouvement. Les vitesses sont différentes puisque les parcours sont inégaux dans le même temps. Par ailleurs, l'angle de la cuisse et du tronc varie pendant le pas, donc



30



31

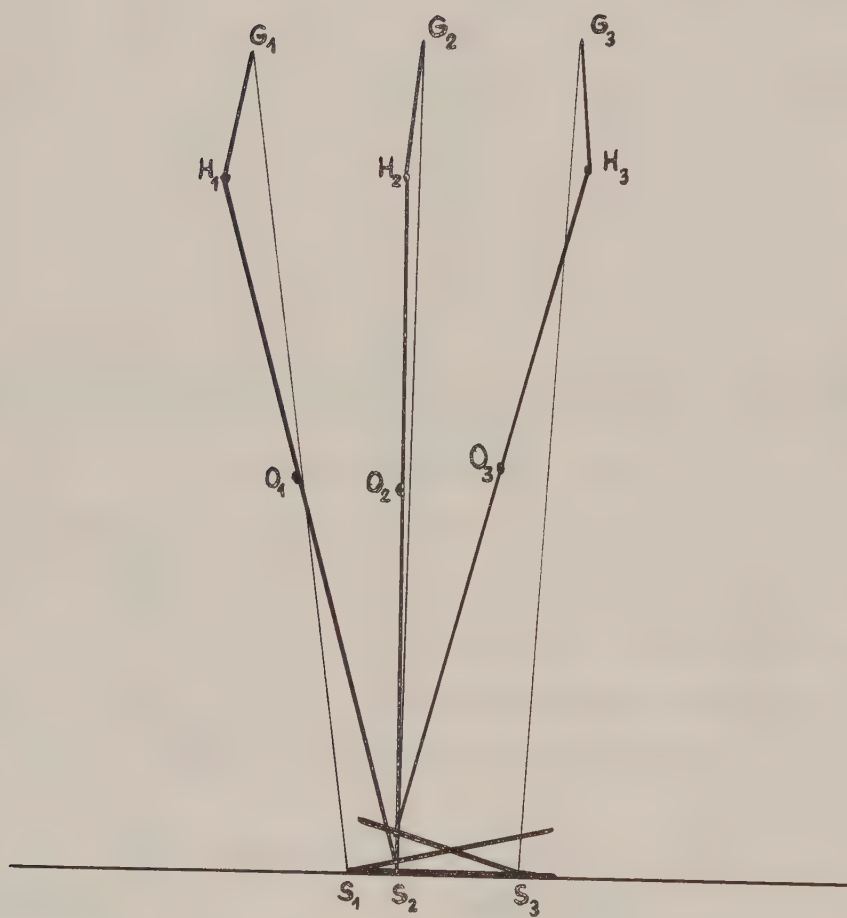


fig. 32

l'angle de la prothèse et du tronc varie également. La droite G S balaye le plan de telle sorte que sa distance à O est variable (fig. 32) Il existe donc une zone dans laquelle il faut placer O pour qu'il reste en arrière de G S.

Si O n'est pas dans cette zone, le genou peut être stable pendant seulement une partie du pas et se dérober ensuite.

Ce dérochement apparaît en général aux deux phases suivantes de l'appui :

- 1° - tout de suite après que le pied postérieur sain ait quitté le sol,
- 2° - au voisinage du moment où la prothèse est verticale.

1° - Tout de suite après que le pied postérieur sain ait quitté le sol

Puisque le genou s'est dérobé, O était en arrière de GS. La façon dont GS se déplace par rapport à O dépend de la construction de la prothèse mais aussi des paramètres de l'amputé, son style de marche où interviennent l'attitude générale ou position de G, la longueur du pas ou position de S, la vitesse, et les accélérations.

a) Facteurs inhérents à l'amputé

Pour la compréhension de leurs actions, nous allons les observer séparément. Il faut se rappeler que, dans les conditions de marche, la résultante R du poids et de l'accélération horizontale est sur G S. En d'autres termes, que l'équilibre dynamique est réalisé, autrement on serait en chute arrière ou en chute avant qu'il y ait une articulation du genou ou qu'il n'y en ait pas.

α) Variation de l'attitude ou déplacement de G (fig. 33).

Pour une longueur donnée du pas, donc pour une position de S, l'attitude de l'amputé c'est-à-dire la position de G recule ou avance la droite GS par rapport à O. En d'autres termes, selon que le blessé se penche en avant, se tient droit ou se rejette en arrière, la stabilité de la prothèse peut être pour ainsi dire accrue, maintenue ou supprimée.

Nous avons tous vu le cas de l'amputé marchant à petits pas et se refusant à passer sur sa prothèse en conservant le tronc en arrière. Le genou se dérobe.

Pour un amputé donné, les positions de G et de H sont définies, le prothésiste peut agir uniquement sur celle de O et sur celle de C donc finalement sur S.

L'attitude de l'amputé sur sa prothèse est importante car elle peut mettre GS en avant ou en arrière de O.

β) Variation de la longueur du pas ou déplacement du point S (fig. 34).

Pour une position dans l'espace de G, la distance de la droite GS à O varie avec la position de S. On voit sur la figure que si S s'avance par rapport à G, la droite GS est en position plus favorable de stabilité. En d'autres termes, une marche à grands pas accroîtrait la stabilité de la prothèse, l'attitude du sujet étant constante par ailleurs.

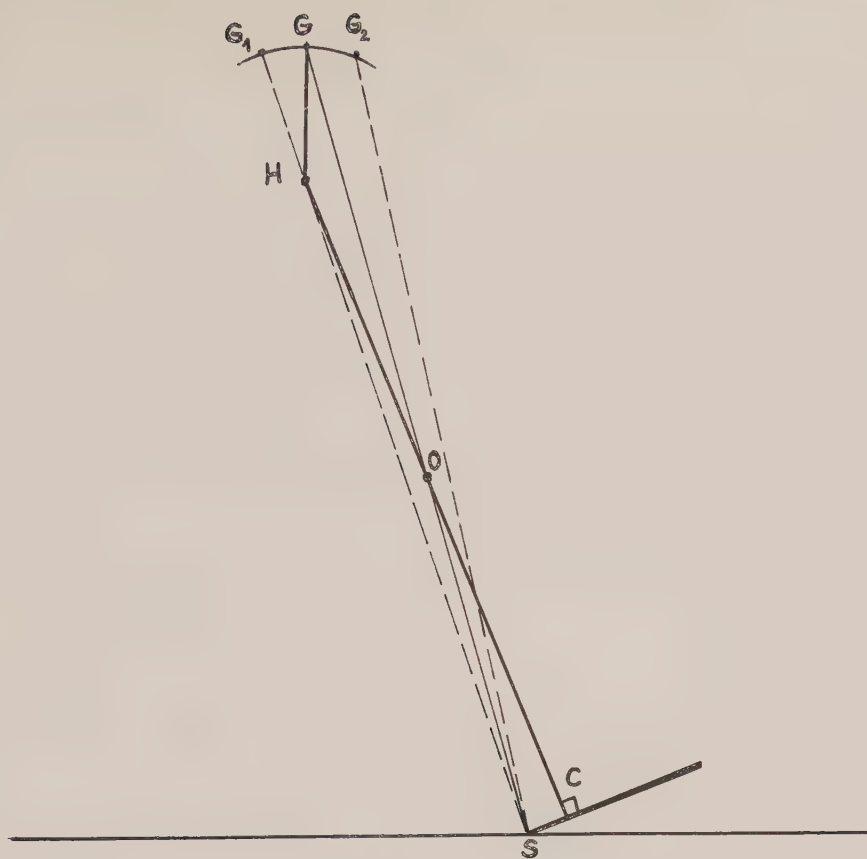


fig. 33

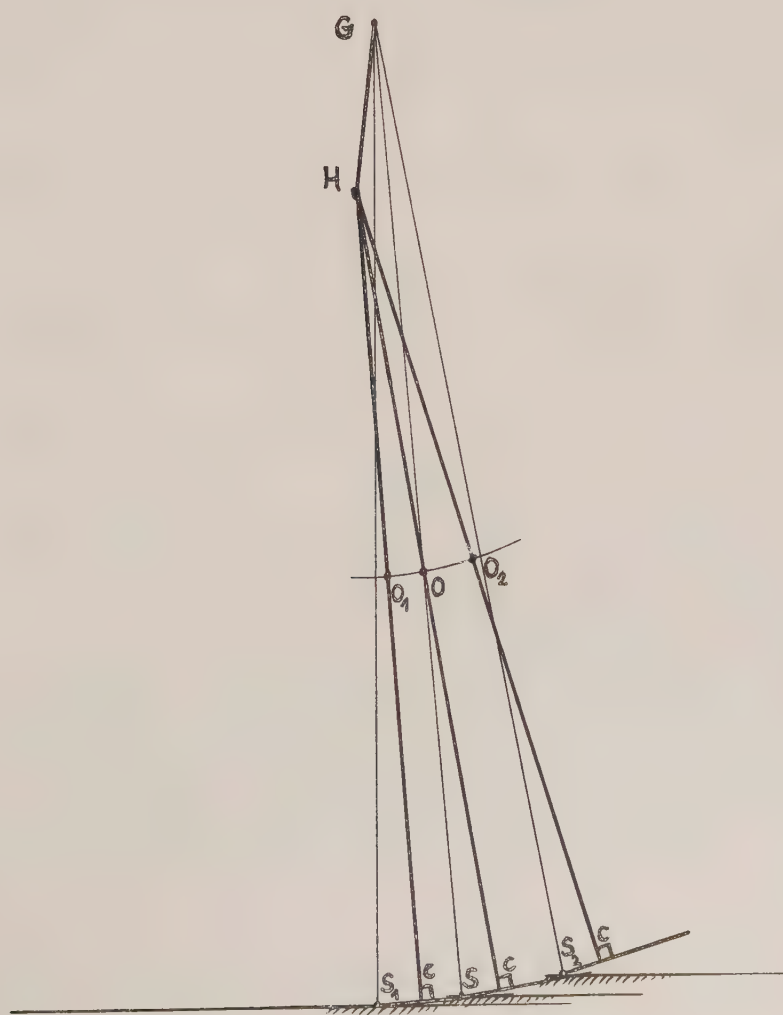


fig. 34

En réalité, il est impensable d'espérer qu'un amputé qui se méfie de sa prothèse parce qu'il vient d'avoir un déroboement du genou, augmente la longueur de son pas en allant plus vite. Il est également très difficile d'obtenir un changement d'attitude inhabituel par rapport à la longueur du pas.

En conséquence, pour assurer une stabilité, il faut jouer sur les facteurs inhérents à la prothèse dans la mesure où on le peut.

b) Facteurs inhérents à la prothèse

Pour une attitude donnée, donc pour un emplacement de G, le prothésiste peut situer O et S.

Ayant placé S en fonction de l'aspect morphologique d'un membre inférieur, il peut reculer O par rapport à GS ce qui revient en pratique à reculer l'axe du genou par rapport à l'emboiture ou à la cheville.

Il peut aussi, ayant situé O, déplacer S, c'est-à-dire en pratique avancer ou reculer le pied par rapport à l'emboiture.

Mais cette dernière modification peut ne pas apporter l'effet escompté si le mutilé modifie la longueur de son pas, ce qu'il est assez tenté de faire instinctivement pour poser son pied à la distance de son corps qui lui est habituelle.

Cette dernière réflexion a d'ailleurs une portée générale. Bien souvent, des modifications mécaniques de la prothèse n'ont pas l'effet attendu, l'amputé est soumis à des contraintes différentes de celles qu'il avait avant la modification et ses réactions d'adaptation changent son attitude et sa vitesse. De sorte

qu'on peut avoir la surprise de voir une modification mécanique logique apporter un résultat inverse de celui qu'on espérait.

Ici le recul du pied se ramène à avoir déplacé O par rapport à GS.

Notons que ce recul a une limite. Il ne s'agit pas seulement de l'esthétique. Cela, nous le verrons, a aussi des conséquences sur la suite du déroulement du pas.

2° - Dérobement au voisinage du moment où la prothèse est verticale

a) Rôle des chevilles prothétiques

Rôle des gommés - Comparaisons avec le pied S. T. et avec le pied S. A. C. H. (Solid Ankle. Cushion Heel) (cheville rigide, coussin au talon).

Il existe plusieurs sortes d'articulations prothétiques de cheville. Avant de poursuivre l'étude de l'équilibre de l'amputé sur sa prothèse, il convient de décrire le modèle le plus courant, d'en montrer les différents réglages et leurs retentissements sur la marche.

Ce modèle se compose d'un axe et d'un système de butées limitant la rotation autour de cet axe, représenté par deux gommés, l'une antérieure, l'autre postérieure, logées dans la boîte du pied (voir schéma 20).

Le montage doit être fait de telle sorte que la jambe étant verticale, le pied muni de sa chaussure est à plat sur le sol avec équilibre de l'action des deux gommés.

Cette condition est importante car une prédominance

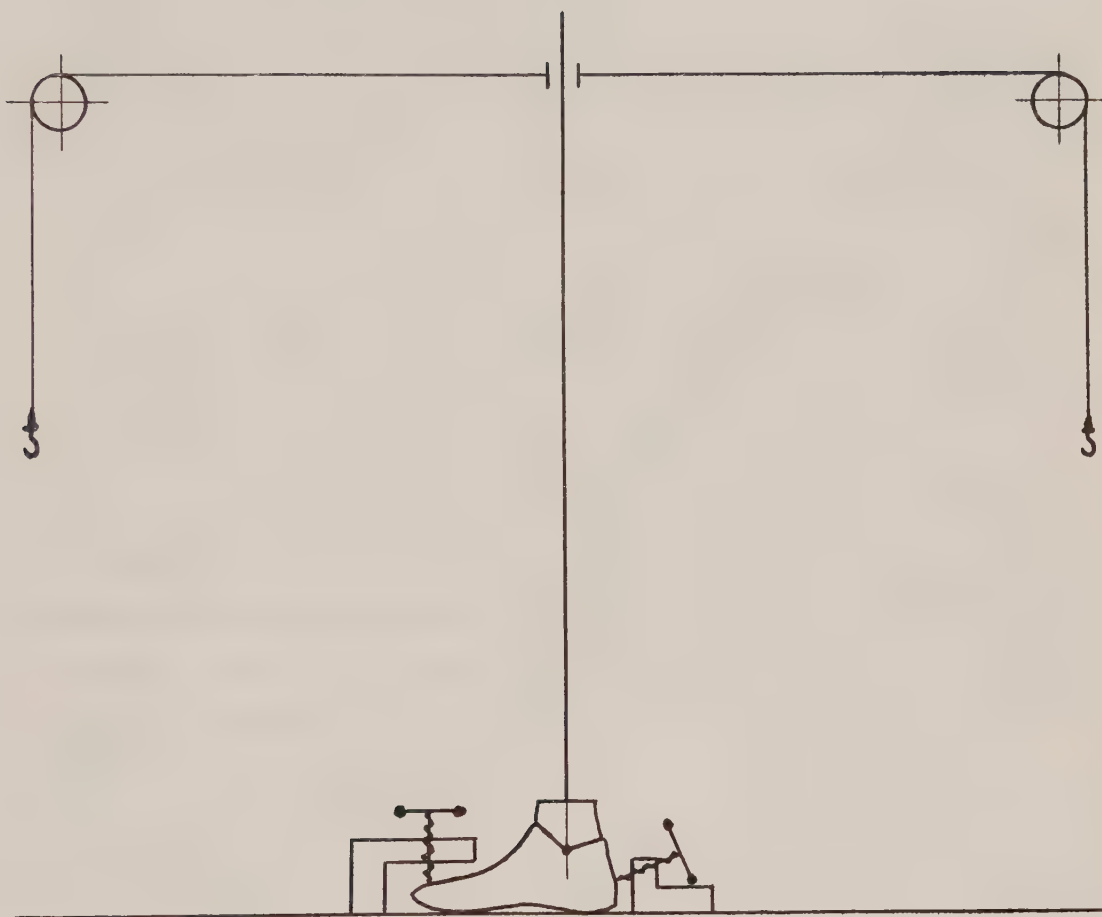


fig. 35

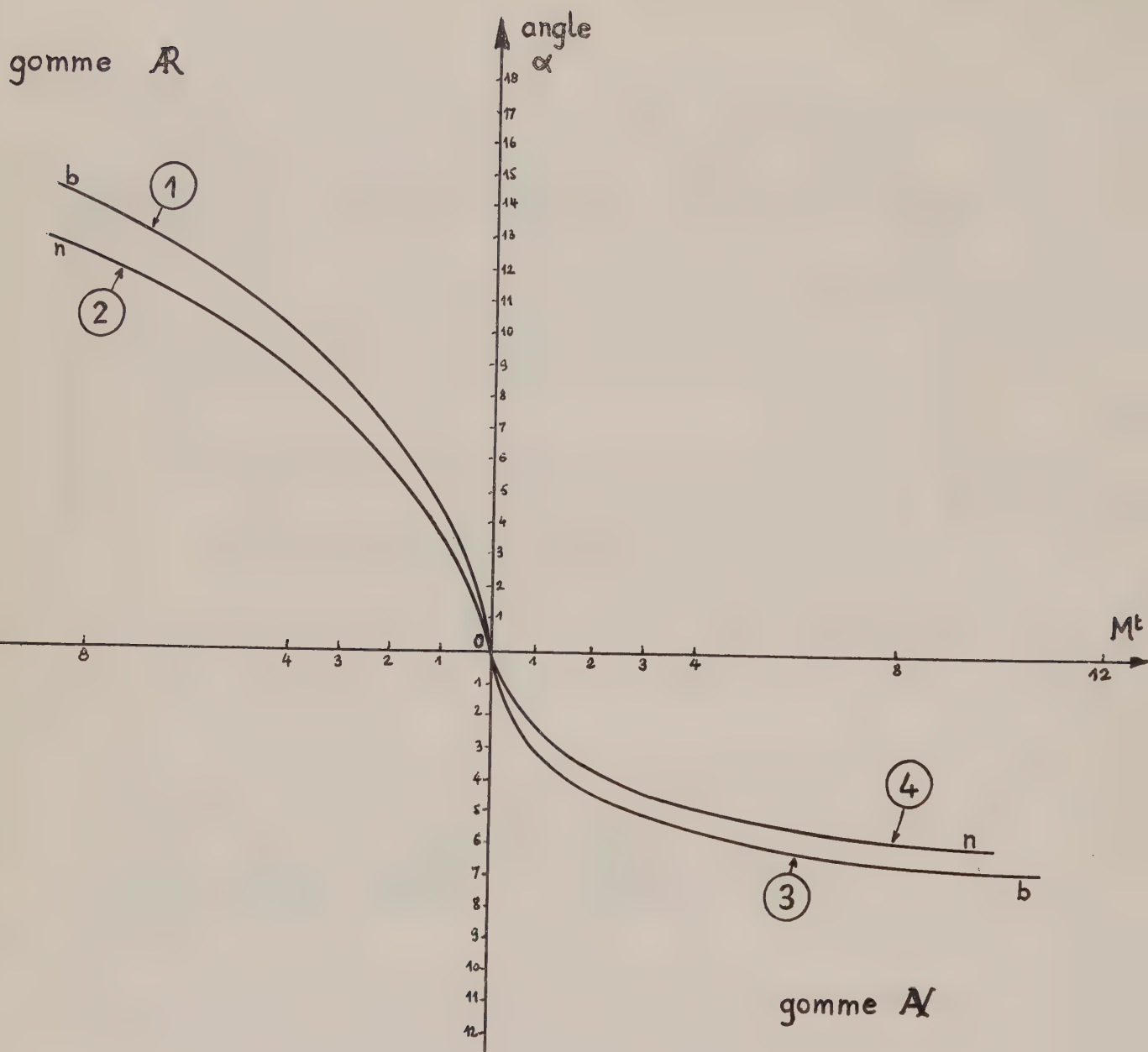


fig. 36

d'une action tendant à la dorsiflexion du pied relèverait la pointe du pied pendant la phase pendulaire de sorte que l'attaque du sol se ferait d'une façon fort inesthétique par le talon et une prédominance de l'action opposée abaisserait la pointe du pied et rendrait difficile ou impossible le passage du pied au-dessus du sol.

Pour étudier les angles de dorsiflexion et de flexion plantaire en fonction des moments appliqués et en fonction de la nature des gommes on utilise le montage simple représenté (fig. 35) on obtient les courbes suivantes (fig. 36).

L'axe des x représente les moments, l'axe des y, les angles. La courbe 1 est obtenue avec une gomme arrière en latex non chargé (plus souple), la courbe 2 avec du latex chargé, la courbe 3 avec la gomme antérieure en latex pur, la courbe 4 avec la gomme antérieure en latex chargé (ces gommes existent dans le commerce).

Ces courbes font ressortir que, par construction, le moment nécessaire à une angulation donnée est plus faible pour les gommes arrières que pour les gommes s avant. Les courbes ne sont pas rectilignes et pour un déplacement angulaire donné, le moment à appliquer est d'autant plus important qu'on est plus loin de la position d'équilibre. Ainsi pour un angle de 5° , soit 3° avant la verticale et 2° après, le moment nécessaire est inférieur à 1 mkg. Du 3e degré au 8e après la verticale, l'augmentation du moment est de 8 mkg.

Cette constatation est importante pour le déroulement du pas comme nous le verrons dans l'étude du déplacement

de S, point de traversée de la ligne de charge sur le sol.

On voit que les différentes qualité de gomme permettent d'adapter la souplesse des chevilles au poids du sujet, les angles restant pratiquement les mêmes pour tout le monde.

Au cours de l'adaptation de la prothèse, on est souvent amené à penser que les gomme sont responsables d'un défaut constaté. Nombres de modifications intempestives font assez rapidement la preuve de leur inutilité. Notre propos n'est pas de les étudier. Mais nous voulons marquer l'influence sur le déroulement du pas d'une modification que les appareilleurs sont assez souvent obligés d'apporter au montage des chevilles. Il s'agit de la cale mise sur la gomme avant pour orienter le pied plus ou moins en équin.

Ce calage modifie peu la caractéristique de la courbe (fig 37). Mais elle la déplace sur le système de référence. C'est une translation qui montre que le point d'équilibre entre les gomme est déplacé.

Nous en verrons l'importance dans le déroulement du pas au moment de la phase d'appui.

b) Assimilation du pied S. T. et du pied S. A. C. H. à l'articulation prothétique du pied articulé.

La comparaison avec des systèmes remplaçant l'axe de rotation de la cheville prothétique par des liaisons souples montre qu'il n'existe pas de différences essentielles dans certains des résultats de fonctionnement.

d) Pied S. T. (service technique du Ministère des Anciens Combattants. Avec le pied dit S. T., l'axe d'articulation est rem-

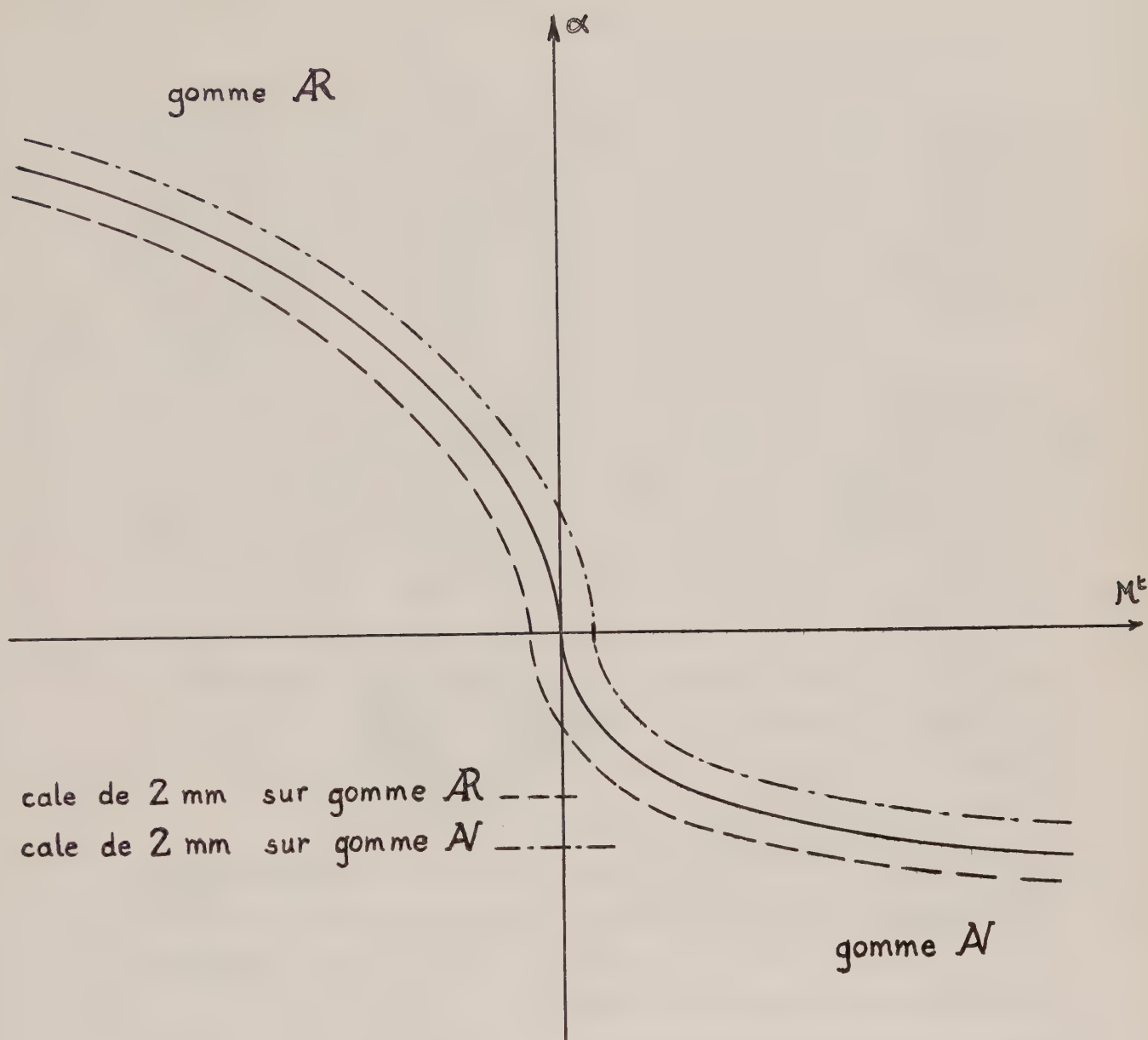


fig. 37

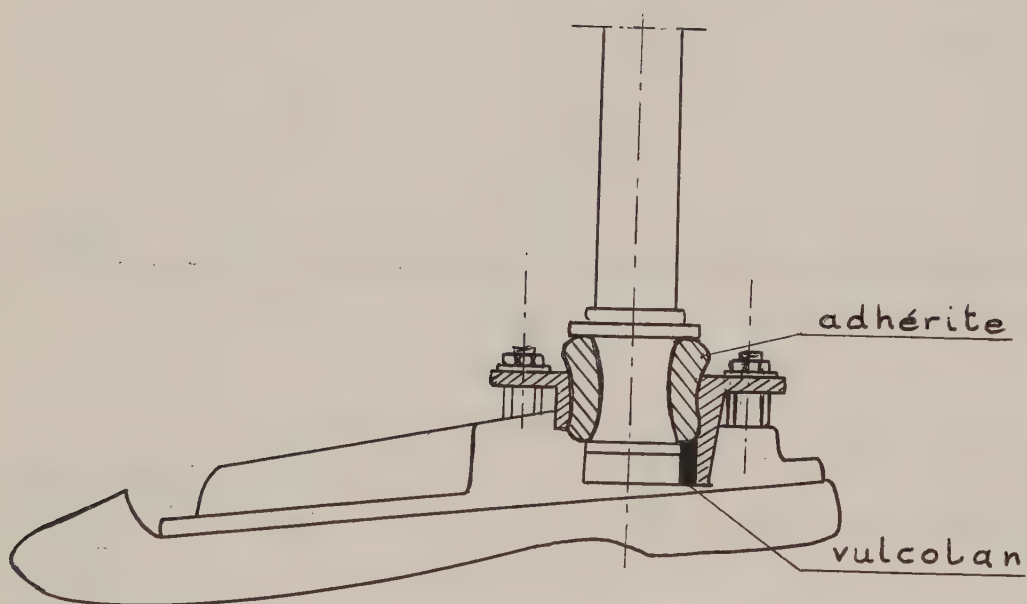


fig. 38

placé par une liaison souple, entre la jambe et le pied, constitué par un bloc de caoutchouc appelé adhérite. La butée d'extension est remplacée par l'action de l'adhérite lorsque celle-ci est soumise à une contrainte qui l'écarte de sa position d'équilibre. L'arrêt de la flexion dorsale est aidé par l'adjonction d'une butée en plastique peu déformable, le vulcolan (schéma 38).

Les possibilités de réglage sont représentées par le choix de la qualité de souplesse de l'adhérite. Il en existe six qualités, en rapport avec le poids du sujet. On peut également gêner la déformation de l'adhérite en plaçant une pièce métallique à son contact, ce qui revient à durcir la gomme dans un sens ou dans l'autre selon l'emplacement de cette pièce.

La forme des pièces (diabolo et cage) est telle que l'ensemble admet un axe de rotation et que l'action de rappel avant et arrière peut être assimilé à celle des gommages du pied articulé.

L'extension possible du pied est moindre avec ce système qu'avec l'articulation à axe, mais il existe par contre une souplesse dans tous les plans qui permet au pied de s'adapter aux inégalités de terrain et qui représente un confort certain.

La mise en "talus" ou en "équin" est faite en modifiant l'angle du bloc plantaire par rapport à l'axe du tube sans mettre l'adhérite en contrainte.

β) Pied S. A. C. H. (fig. 39).

Il est constitué d'un bloc en caoutchouc avec une âme en bois à laquelle s'adapte le bas de jambe.

La partie postérieure du pied constituant le talon

est faite d'un caoutchouc très souple. La partie antérieure est au contraire constituée d'un caoutchouc beaucoup plus dur.

Sous l'action de la mise en charge, le talon s'écrase en partie sur le sol et se déforme au fur et à mesure que le membre pivote. Finalement, le mouvement reproduit n'est pas différent de celui du pied articulé. Il existe à chaque instant un centre de rotation et la déformation du coin-talonnier a le même rôle que la déformation de la gomme arrière du pied articulé.

Lorsque le centre de gravité passe en avant de la cheville, la partie antérieure du pied commence à se déformer mais sa dureté est suffisante pour que le point de rotation au sol se déplace vers l'avant à la façon de S, point d'intersection de la ligne de charge avec le sol. L'élasticité du bloc de caoutchouc joue le rôle de la gomme avant.

Il n'y a pas de véritables possibilités de réglage. Mais des interventions sont possibles au niveau du coin talonnier où on peut remplacer certaines qualités de gommes par d'autres, au prix de sections et de collages.

Il existe en fait pour le réglage, des pieds de différentes tailles et de différentes duretés.

La mobilité apparente de ce type de pieds comme dans le pied S. T. est moins grande qu'avec la cheville à axe. Ceci peut être gênant, notamment pour la conduite d'une voiture. Par contre, l'adaptation aux inégalités du sol est bien meilleure et enfin, comme avec le pied S. T., l'aspect esthétique sans solution de continuité entre le bas de jambe et le pied est bon.

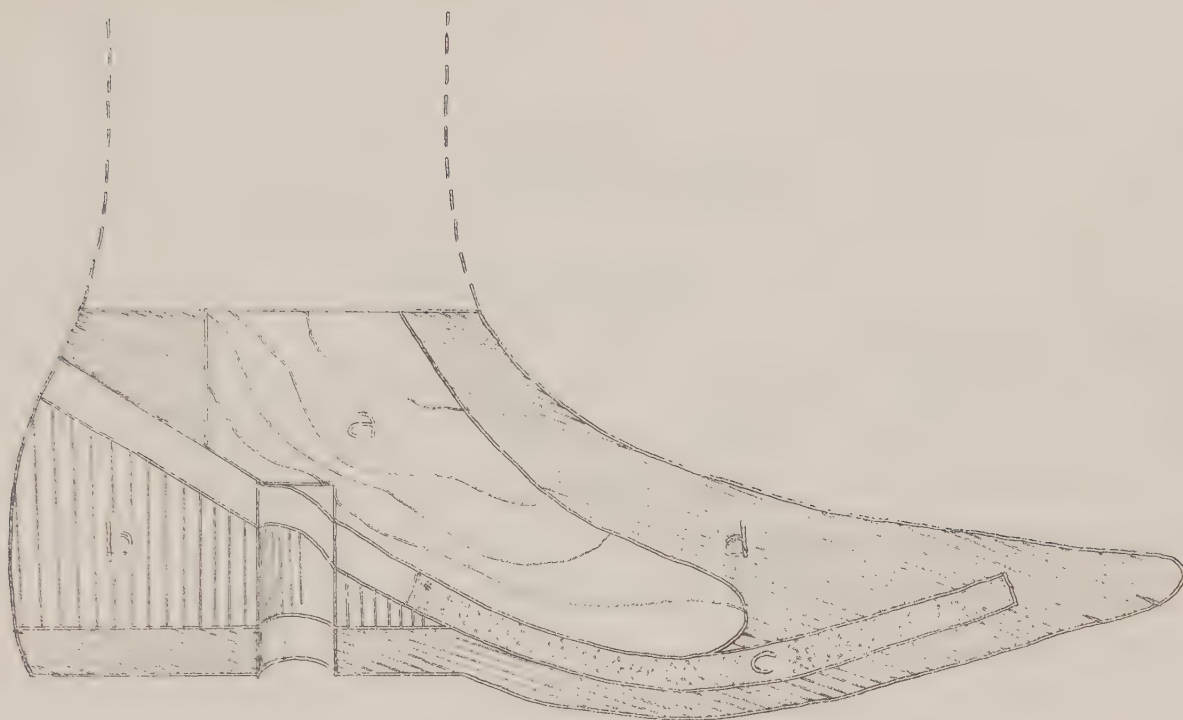


fig. 39

a = bois

b = coin en caoutchouc (interchangeable)

c = semelle semi-rigide

d = corps en caoutchouc

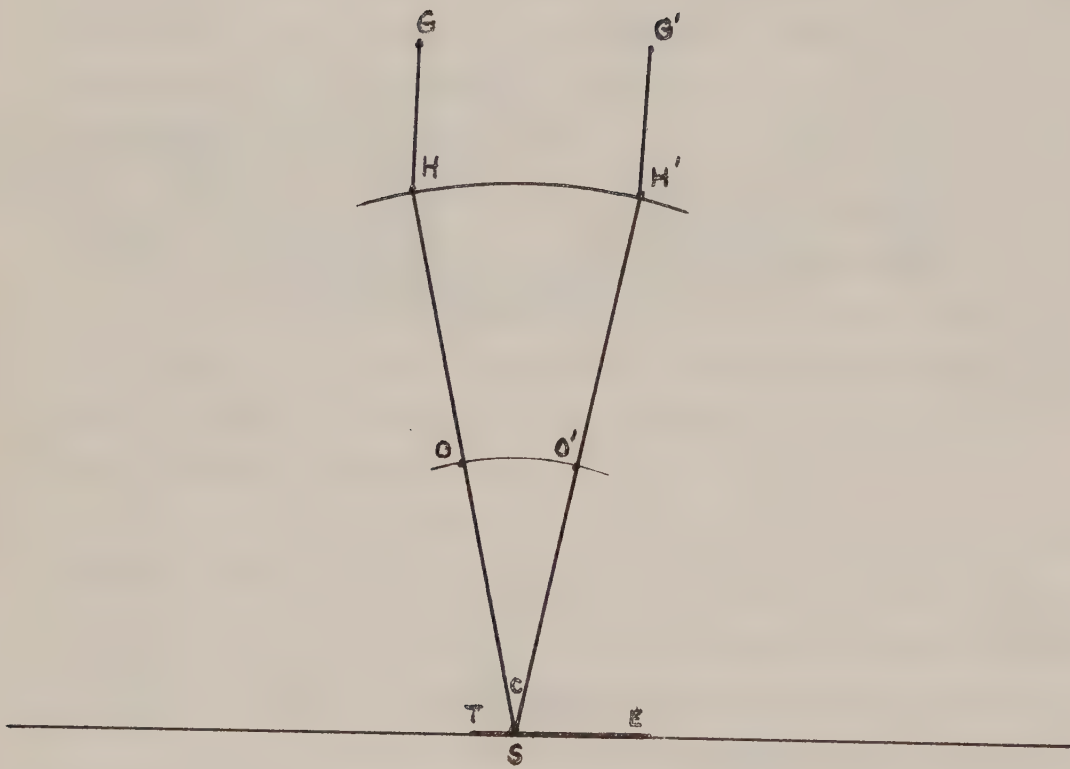


Fig. 40

c) Ressaut de blocage et fasiement

) Ressaut de blocage

S'il n'y avait pas de butées élastiques qui tendent à mettre le pied perpendiculaire à l'axe de la prothèse, celle-ci pivoterait librement autour de l'axe de la cheville et tout se passerait comme s'il n'y avait pas de pied. On serait ramené à une prothèse avec quillon en ce qui concerne le déroulement du pas et à une prothèse avec pied tombant incontrôlable pendant la phase pendulaire. Au cours de l'appui, le pied se mettrait à plat immédiatement, le point S resterait fixe et confondu avec C, (fig 40).

Les gomme s sont donc indispensables.

Si au contraire, la cheville était rigide, l'attaque du sol se faisant toujours par le talon T, le point S resterait en T tout le temps du pivotement nécessaire à la prise à plat du pied.

Alors que G et O se déplacent vers l'avant, la distance de GS à O décroît et s'annulerait ce qui rendrait la prothèse non stable.

Pour ces raisons, (pied tombant ou prothèse non stable), les gomm es sont donc indispensables. Il importe que la butée élastique arrière ne soit pas trop dure car de sa fermeté dépend le retard de déplacement de S vers l'avant.

Dès que le pied est à plat et que la prothèse pivote autour de C, la gomme arrière se détend. Or, dès que l'action de la gomme arrière cesse et avant que la gomme antérieure entre en action, il peut exister en fonction de ces gomm es une zone non négligeable où la cheville pratiquement est libre. Tout se passe comme

s'il n'y avait pas de butée élastique et nous savons que dans ce cas, S est confondu avec C. Or les points G et O se déplacent vers l'avant à des vitesses différentes et là encore, O peut dépasser G C. Le genou se dérobe. Pendant l'amorce de la chute, la jambe de la prothèse pivote rapidement autour de C venant comprimer la butée avant. Le point S se déplace alors vers l'avant et, dans certains cas, il se peut que la droite GS repasse en avant de O, aidée en cela non seulement par le déplacement de S mais aussi par le fait que la vitesse de G n'était pas nulle. La stabilité est alors retrouvée et le verrouillage de l'articulation se reproduit.

Pour que ce phénomène ait lieu, il est nécessaire que la chute n'ait pas eu le temps de se produire. Autrement dit si l'on reprend la courbe du moment de R_1 par rapport à C, le "reverrouillage" de l'articulation est possible si le dérobement coïncide avec la fin du plateau de la courbe où le moment est pratiquement nul.

Nous donnons à ce phénomène le nom de "ressaut de blocage", type I. Il a lieu en deux temps :

- l'un d'amorce de dérobement ;
- l'autre de verrouillage qui ramène le genou à la butée d'extension.

Un autre ressaut de blocage peut être décrit :

G, O et S peuvent être en alignement au début de l'appui alors que le genou n'est pas en butée. L'appui est possible (mais précaire). Si la droite GS passe en avant de O au cours du pas, l'appui entraîne le blocage du genou par un recul de O. C'est le ressaut de blocage type II.

β) Fasiement

En raison de la construction de la prothèse et des paramètres de l'amputé, les rapports de O et de la droite GS peuvent s'inverser plusieurs fois au cours de l'appui. Il s'en suit une succession de ressauts de blocage dont le nombre est forcément limité dans le temps. Nous appelons ce phénomène "fasiement" par analogie avec les battements d'une voile.

- Cas particulier du fasiement à trois temps

Il s'agit au début d'une situation d'appui identique à celle du "ressaut de blocage type II" ou G, O et S sont en alignement sans que le genou soit en butée d'extension.

Le recul de O par avancée de G modifie l'angle de la jambe de la prothèse par rapport au pied et peut libérer la butée élastique antérieure. On se retrouve dans le cas du phénomène du ressaut de blocage type I avec ses deux temps ajoutés. Ce fasiement a donc trois temps :

- un blocage
- un dérochement
- un nouveau blocage.

Il est fréquent.

Ces phénomènes sont parfaitement ressentis par le mutilé qui les considère comme des défauts compromettant sa sécurité d'appui.

Pour y remédier, il faut agir d'une part :

- sur la situation de O par rapport à GS,
- sur la phase pendulaire et sa liberté si le genou n'arrive pas à sa butée d'extension,

- sur les gommages pour déplacer la courbe des moments et leur plateau d'équilibre. Des calages judicieux de ces gommages peuvent y parvenir mais on comprend aussi que des calages intempestifs destinés à modifier "l'équin" du pied par exemple peuvent les introduire.

6°) Déroulement du pied et son retentissement sur le déplacement vertical du centre de gravité

Le pied attaque le sol par le talon et le quitte par l'extrémité avant, mais l'appui est terminé à l'articulation métatarsienne prothétique, la partie antérieure à cette articulation étant sans résistance. Nous appelons longueur utile du pied la distance du talon à cette articulation.

Le point S, point d'application de la résultante des forces d'appui se déplace du talon T jusqu'à cette articulation B.

Il se déplace à des vitesses différentes tout au long de son trajet TB.

Au début de l'attaque au sol, S est en T. Tant que le pied ne s'est pas posé à plat, S reste en T ; le temps qu'il y reste dépend de la souplesse de la gomme arrière. Si cette gomme arrière est trop dure, tout se passe comme s'il n'y avait pas de cheville. Le pivotement sur le talon est long. Le pied ne se pose à plat que la prothèse verticale. L'aspect de la marche est inesthétique et le blessé a bien la sensation d'un long passage sur le talon : il dit qu'il "talonne".

Nous avons vu précédemment l'inconvénient, en ce qui

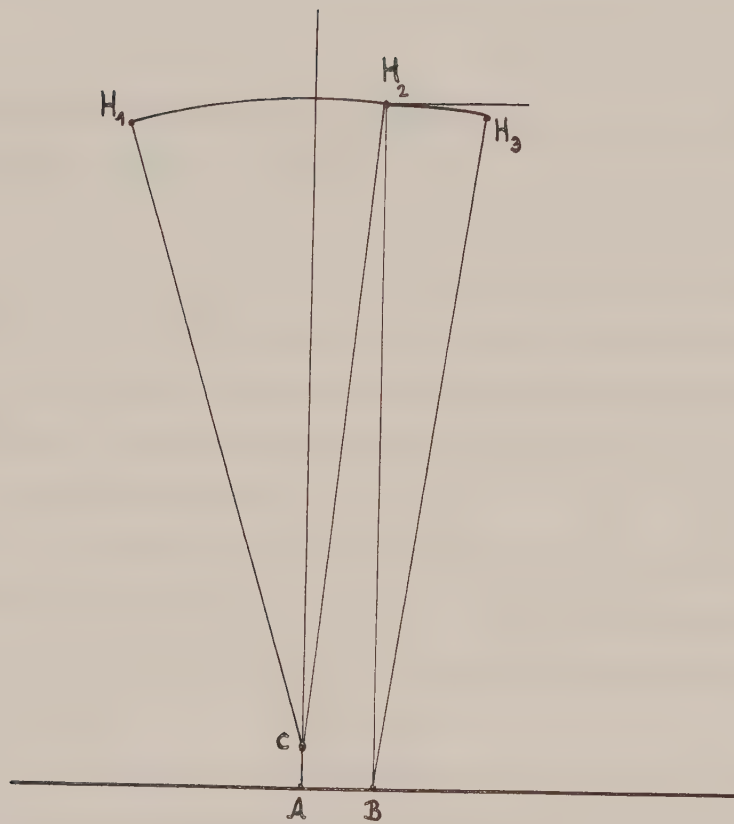


fig. 41

concerne l'équilibre, de cette immobilité de S pendant l'avancée de G qui peut amener GS en arrière de O. Il est souhaitable que la gomme arrière présente une souplesse telle que le pied se mette très vite à plat après l'attaque du talon comme cela se passe chez le sujet sain.

S se déplace alors rapidement pour atteindre le point de rotation de la cheville C, il y reste pendant que la hanche H continue de décrire sa trajectoire.

La gomme arrière se décomprime puis la gomme avant est comprimée à son tour.

Toujours pour des raisons de stabilité du genou, il est important que S passe rapidement en B, S restant en C, la droite GS passerait en avant de O. La gomme antérieure doit donc être suffisamment dure.

En première approximation : lorsque le pied opposé a quitté le sol, (fin de double appui), le point S marque deux arrêts :

- l'un en C,
- l'autre en B.

La hanche décrit deux arc de cercle :

- l'un ayant C comme centre et HC comme rayon,
- l'autre ayant B comme centre et HB comme rayon.

Ces deux cercles se coupent en H_2 (fig. 41).

a) Importance du déplacement de la hanche par rapport au pied, défaut dit de la "montagne"

H_2 peut être situé de telle façon que la courbe H_2H_3 est toute entière en dessous de l'horizontale passant par H_2 . Il faut

alors que H_2 soit à la verticale de B. Dans ce cas, le centre de gravité qui s'abaissait depuis le passage à la verticale de C continue jusqu'à la reprise du double appui et cela convient au mutilé car c'est ainsi que cela se passe dans la marche normale.

Mais si H_2 est en arrière de la verticale à B, la courbe H_2H_3 passe au-dessus de l'horizontale en H_2 , le point le plus haut de la courbe étant à la verticale de B. Dans ce cas, la descente amorcée du centre de gravité depuis la verticale de C est interrompue. Il y a une remontée de G bien perçue par l'amputé qui la ressent comme s'il passait sur un obstacle ou s'il gravissait une pente. C'est un défaut que nous appelons "la montagne".

b) Causes possibles des variations de la position réciproque de la hanche et du pied.

α) Réglages des gommes

H_2 est toujours après la verticale de C. En effet, s'il était avant, cela signifierait que la gomme antérieure est comprimée et a joué son rôle alors que la prothèse n'est pas encore verticale ; autrement dit, que le pied est "équin", défaut dont on a dû remarquer les inconvénients dès l'étude statique.

On voit que la position de H_2 peut dépendre des gomme de cheville et de leur réglage.

Si les gomme ont été convenablement réglées pour l'équilibre statique, le pied est à peu près perpendiculaire à la direction de la prothèse, lorsqu'il n'est pas en charge. Pour que le point H arrive au dessus de B avant que S ne soit en B, il faut que la gomme

antérieure accepte une certaine déformation avant de se bloquer. Si la gomme avant est trop rigide, le transfert de S en B est trop précoce et H n'a pas le temps de venir au dessus de B. La courbe H_2H_3 passe au dessus de l'horizontale et c'est le défaut de la "montagne".

β) Longueur utile du pied T B

Un pied long exige que le déplacement de H soit plus important. Les raisons de ne pas avoir H au dessus de B au blocage de la gomme antérieure s'en trouve augmentée. Le pied long favorise l'apparition de la "montagne" ; il faut donc assouplir la gomme antérieure suffisamment pour que H arrive au dessus de B au moment où B devient pivot.

Le prothésiste n'est pas véritablement maître de la longueur utile du pied déterminée en fait par l'autre pied, il existe cependant une certaine latitude de 2 ou 3 cm pour placer l'articulation métatarso-phalangienne.

B - PHASE PENDULAIRE

Il est convenu de nommer phase pendulaire la phase pendant laquelle le membre passe d'arrière en avant au cours de la marche. En fait, chez l'homme sain, le membre inférieur ne peut être comparé réellement à un pendule et ce qu'on appelle oscillation est un mouvement tantôt libre, tantôt accéléré ou tantôt freiné par des actions musculaires. La loi de ce mouvement n'est donc pas absolument celle d'un pendule libre.

Pour une prothèse, il en va différemment. Il n'y a pas d'apport d'énergie au niveau du genou et le mouvement est bien pendulaire. La présence du rappel élastique qui stocke et restitue de l'énergie modifie le mouvement mais lui conserve cependant son caractère oscillatoire.

Cette différence est bien perçue par un observateur. Elle l'est aussi par l'amputé qui éprouve certaines difficultés inhérentes à la forme du mouvement.

Ce mouvement qui n'est pas celui d'un pendule simple a une oscillation caractérisée par les propriétés dynamiques de la prothèse : sa masse, ses longueurs, ses mouvements d'inertie, ses rayons de giration, les frottements au niveau du genou, les caractéristiques du ressort de rappel, etc... sur lesquels l'amputé n'a pas d'action.

Dans le cas où la loi du mouvement propre au système ne peut s'adapter à l'allure, c'est-à-dire à un ensemble constitué de la vitesse et de l'attitude de l'amputé, il y a discordance.

1°) Début de la phase pendulaire - défaut possible : relevé excessif du talon

Au début de la phase pendulaire, le genou prothétique est porté en avant par le moignon. Ceci entraîne la flexion du genou et le talon s'élève en raison de l'inertie du bas de jambe à la façon dont l'extrémité du fouet suit le mouvement du manche.

Pour le confort et l'esthétique, il existe une élévation optimale du talon. Le système peut être tel que le talon se relève trop ou pas assez.

La hauteur à laquelle il s'élève dépend de la rapidité d'avancée du moignon, de la valeur de l'inertie du bas de jambe, des frottements et de la caractéristique du ressort de rappel du genou.

A première vue, il peut paraître possible soit à l'amputé, soit au prothésiste d'agir sur chacun des facteurs. Et en effet, il est fréquent d'entendre demander au mutilé de ralentir son avancée du moignon pour éviter que la jambe ne prenne ce mouvement de fouet. Il est également fréquent de demander au prothésiste de tendre le ressort de rappel. Il est plus rare de lui demander de modifier l'inertie du bas de jambe, opération qui exigerait une mise en œuvre compliquée, incompatible avec ses moyens habituels.

En fait, ces 3 facteurs ne sont pas indépendants et les variations de l'un peuvent entraîner par nécessité des variations des autres qui, dans une certaine mesure, vont annuler l'effet de la variation du premier.

Ainsi, chaque individu a un rythme propre de mouvement et la rapidité d'avancée du moignon, compte tenu des masses à mouvoir est déterminée en fonction des possibilités physiologiques.

Une marge de manœuvre est possible mais se situe autour d'un rythme économique. La sensation inconsciente que le rythme habituel ne va pas convenir pour que la prothèse soit en état d'extension au bon moment amène le mutilé à modifier ce rythme propre qu'il déplace dans sa marge de manœuvre. Il peut accélérer son geste pour que l'extension de la prothèse soit complète au moment du poser du pied ou pour que la pointe du pied ne racle pas le sol. Ceci peut être en contradiction avec la nécessité de ralentir pour éviter le coup de fouet de la jambe.

Le fait de tendre ou de détendre le ressort de rappel peut avoir des conséquences identiques.

2°) Partie moyenne de la phase pendulaire

a - Exigences géométriques pour le passage de la pointe du pied au-dessus du sol

La trajectoire du centre de gravité est une sinusoïde aplatie, la trajectoire de la hanche opposée à la hanche d'appui est une courbe encore plus aplatie car le bassin ne monte pas ou peu. Pour la partie de la trajectoire qui nous occupe (milieu de la phase pendulaire), la trajectoire peut être assimilée à une droite horizontale.

A la fin de la phase d'appui sur la prothèse, le pied est plié à l'articulation métatarsienne en B. Dès que la charge cesse, le pied reprend sa rectitude, la partie antérieure à l'articulation se remettant par son élasticité dans le prolongement normal du pied. La longueur totale du pied T E est égale à la longueur utile T B, augmentée de la longueur de la partie antérieure à l'articu-

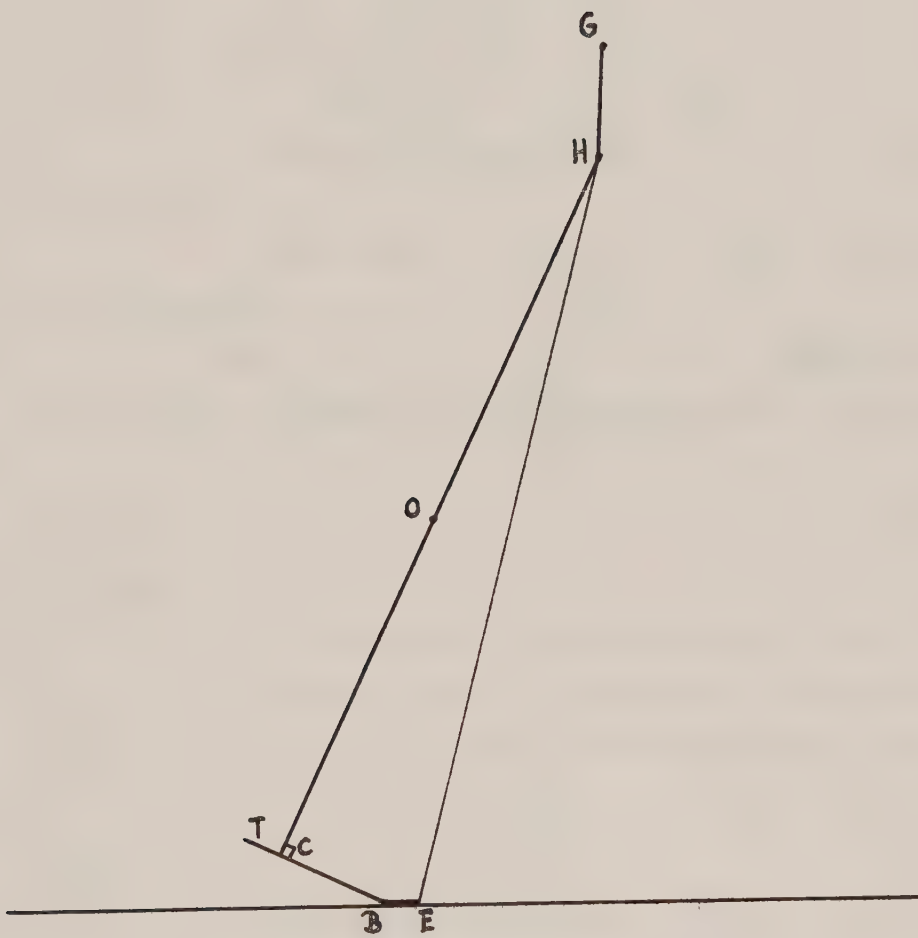


fig. 42

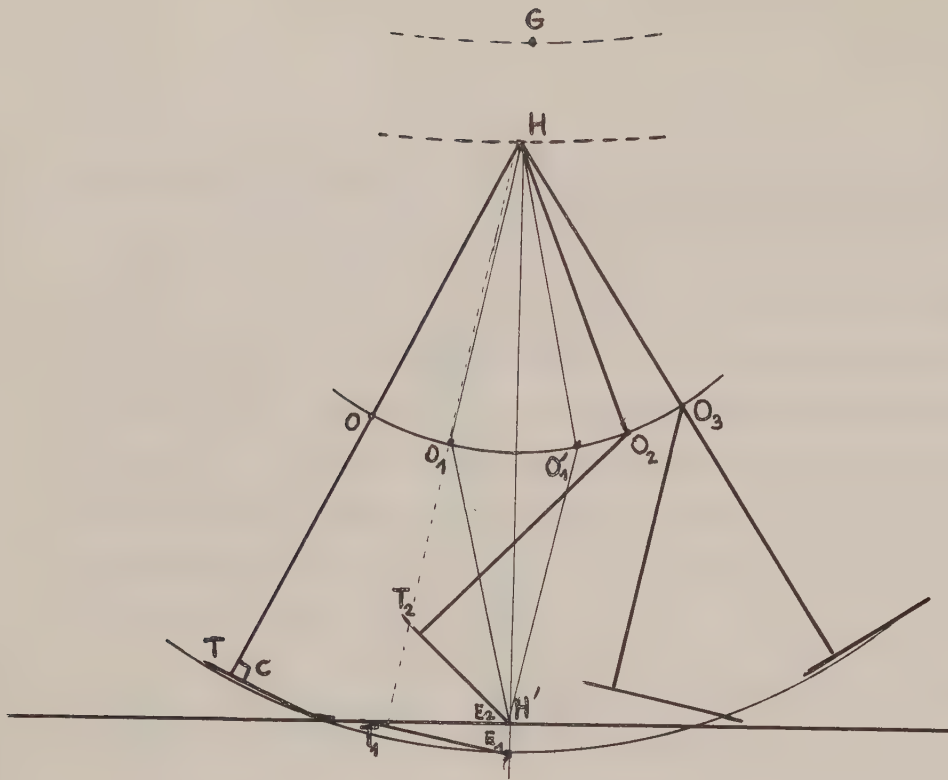


fig. 43

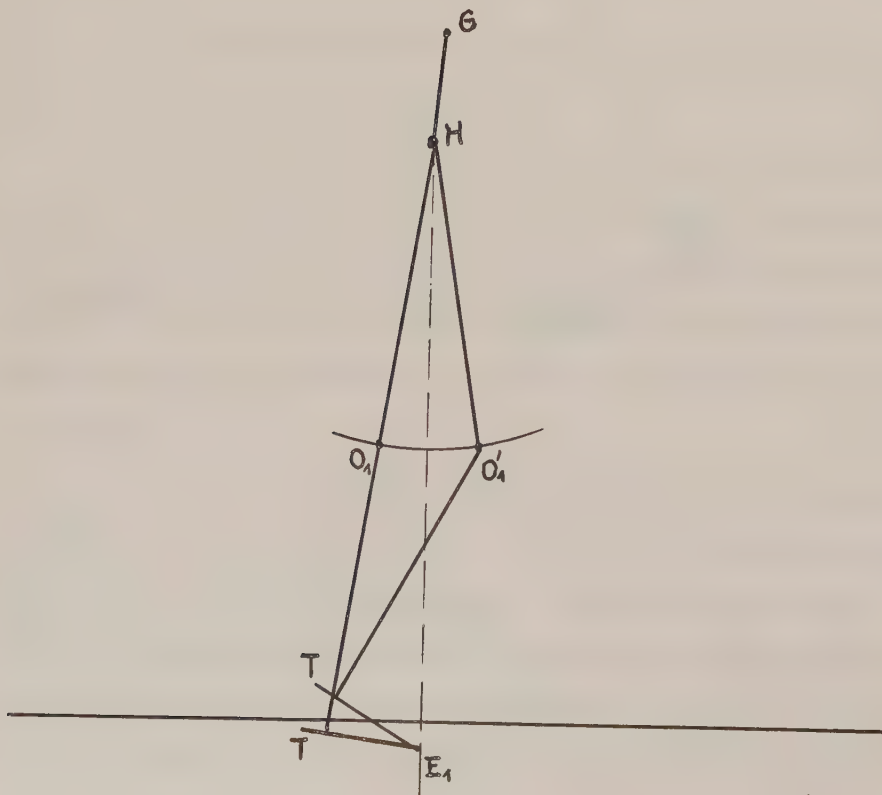


fig. 44

lation prothétique B E.

$$T E = T B + B E$$

Le passage du pied sur le sol dépend de la longueur H E. Cette longueur est variable au cours de la phase pendulaire en raison de la mobilité de la prothèse autour du genou O.

Examinons ce que devient H E au cours de cette phase pendulaire.

Considérons d'abord que H est immobile et que la prothèse oscille autour de H (fig. 42).

H, O et E ne sont pas alignés au départ de l'oscillation. O étant en arrière de la droite H E.

Or, O doit dépasser la droite H E pour se fléchir. La distance H E est maximum quand H, O et E sont alignés puis H E diminue.

Si la prothèse oscillait librement autour de H, (fig. 43) le genou ne se fléchissant pas, le point E à la verticale de H serait en E_1 et le genou en O_1 . Le pied serait en dessous du sol, tout se passerait comme si la prothèse était trop longue d'une longueur $E_1 E_2$.

En fait, E_1 ne peut être qu'en E_2 ; O_1 est alors en O_2 .

De O_1 à O_2 , le genou a décrit l'arc de cercle $O_1 O_2$.

De O_1 jusqu'à son symétrique O'_1 par rapport à H H' la distance H E est supérieure à H E_1 (fig. 44). Elle ne diminue qu'à partir du moment où O décrit l'arc $O'_1 O_2$ (fig. 43).

Elle permet que E_1 soit en E_2 lorsque O est en O_2 puisque la longueur H E continue à diminuer quand O_2 continue sa trajectoire. On constate :

- α) que la position de O_1 et par conséquent de son symétrique O_1' dépend de la construction de la prothèse, c'est-à-dire des positions réciproques de H, O et E.
- β) que tout recul de O entraîne par raison de symétrie un déplacement correspondant de O_1' vers l'avant, c'est-à-dire retarde le moment où H E diminue

b - Considérations mécaniques

Tout ceci concerne les conditions géométriques nécessaires pour le passage de la pointe du pied sur le sol à la verticale de H, et les variations de l'angle de la prothèse au genou depuis le début de la phase pendulaire jusqu'au moment où la prothèse quitte le sol.

Dans ces considérations, la pointe du pied restée en contact avec le sol a raclé continuellement.

En fait, il faut que le pied passe au-dessus de sol sans toucher et il est souhaitable que la garde soit d'environ 2 centimètres pour que le passage du pied se fasse sans accrocher dans les conditions normales d'inégalités du sol.

L'avancée suffisamment rapide du genou par l'amputé provoque une élévation du pied en raison de son inertie.

Cette avancée est rapide en effet car O pivote autour de H qui, dans le même temps, avance.

Le temps pendant lequel le pied va redescendre au cours de son oscillation autour de O et pendant lequel O continue à se déplacer, permet le passage du pied au-dessus du sol.

On voit que le passage impose que le pied s'élève d'

une certaine hauteur pour qu'à tous les instants la garde au sol soit respectée.

Ceci tient à plusieurs facteurs :

- 1°) la rapidité d'avancée de O fixée par la démarche et le rythme qu'impose d'elle-même la prothèse,
- 2°) l'inertie de la partie prothétique au dessous de O, la période propre d'oscillation de cette partie pour lesquelles jusqu'à ce jour, les moyens de les mesurer et de les faire varier sont des procédés de laboratoire;

Il faut remarquer qu'au moment où la pointe du pied passe à la verticale de la hanche, la phase d'extension est déjà entamée. L'angle de flexion maximum se produit nettement avant. La condition géométrique de passage de la pointe du pied ne correspond donc pas à l'angle maximum de flexion qui doit être plus important.

- 3°) la position de O par rapport à HS. Notons que la meilleure condition géométrique de passage du pied est obtenue si O est peu en arrière de HS de telle sorte que H, O et S soient presque alignés. Or les conditions de stabilité à l'appui exigent que O soit le plus reculé possible par rapport à G S. Ces conditions s'opposent. Il existe donc une zone très réduite des emplacements possibles de O.

3°) Fin de la phase pendulaire

Chez l'individu sain, au départ de la phase pendulaire le quadriceps entre en contraction pour une courte durée. Entre autres effets, cette contraction va permettre d'amorcer avec une certaine énergie, l'oscillation de la jambe, aidée en cela par l'inertie du membre.

Le membre tendu avant le poser du talon se fléchit légèrement pour poser le talon sur le sol. A ce moment le quadriceps recommence une contraction qui ne cessera qu'après le passage du centre G en avant de la verticale du genou et la jambe ne sera complètement tendue que dans le pas postérieur.

Au moment où le talon touche le sol, le centre de gravité du corps est peu en arrière de la verticale du talon. En fait, au moment où le poids du corps va se porter sur le pied, le membre inférieur n'est pas très oblique en avant.

Cette description, volontairement simplifiée peut nous permettre de comprendre ce qui se passe dans la phase pendulaire de la prothèse chez l'amputé et le pourquoi de la survenue de quelques défauts de marche.

a - Extension complète du genou

Pendant la phase pendulaire de la prothèse, le mouvement amorcé par l'avancée du moignon se poursuit grâce à l'inertie du système.

Comme nous l'avons dit plus haut, l'oscillation dépend de la hauteur de son point de départ défini par le relevé du talon, du réglage du rappel élastique du genou, de l'élévation de l'axe de ce genou à la fin de l'avancée du moignon.

Trois cas peuvent être envisagés :

α) l'oscillation est insuffisante pour que le bas de la prothèse soit dans le prolongement de la cuisse, c'est-à-dire que le genou soit en extension au moment du poser du talon. Il s'agit de frottements auxquels il est facile de remédier.

β) L'oscillation est suffisante pour que le genou arrive en extension au moment du poser du talon ; c'est la règle habituelle

- parce que normalement la cuisse n'est pas très oblique en avant (15° à 20°) et qu'ainsi, le balancé de la jambe rattrape aisément cette obliquité
- parce que, comme toujours chez l'être humain, il existe une marge de régulation dans les facteurs dont dépend l'oscillation de telle sorte que le genou peut être lancé en avant convenablement.

γ) L'oscillation est telle qu'il existe encore une énergie importante au moment où le genou est en extension. La dissipation de cette énergie se fait dans un choc inesthétique et bruyant.

Dans ce troisième cas, deux possibilités de ce défaut peuvent être décrites :

- le genou se met en extension avant que la jambe oscillante soit arrivée à son point haut : ceci peut se produire si le talon est parti lui-même de très haut. On trouvera donc ce défaut dans les démarches qui présentent le coup de fouet caractéristique du relevé excessif du talon.
- l'avancée du moignon a été très importante, conséquence d'une nécessité ressentie par l'amputé pour que sa prothèse oscille convenablement. En fin de phase, la jambe a une énergie cinétique qui serait normalement dissipée à l'extension du genou si celui-ci restait à sa place. Mais le blessé sentant sa cuisse trop en avant la rabaisse, créant un mouvement à la rencontre du premier, il y a alors choc.

Tous ces défauts de la phase pendulaire sont inhérents aux caractéristiques de la prothèse. L'amputé ne doit pas être incriminé. Une preuve en est qu'avec une prothèse différente chez le même amputé, on peut ne pas les retrouver.

Ces défauts peuvent être maîtrisés.

Un système hydraulique ou pneumatique commandé par la position angulaire de la jambe par rapport à la cuisse peut contrôler de façons indépendantes, le relevé du talon et l'arrivée en extension de la jambe. Une liaison mécanique entre le genou et le pied peut en relevant le pied faciliter le passage de celui-ci au-dessus du sol.

Ces systèmes sont compliqués et lourds et pour l'instant peu employés d'autant qu'un tâtonnement raisonné permet le plus souvent d'améliorer les conditions de fonctionnement d'une prothèse plus simple, jusqu'à lui donner à peu près les qualités des systèmes ci-dessus

b - Rôle du rappel élastique

Le dispositif élastique de rappel d'extension du genou a pour rôle de stocker de l'énergie au moment de la flexion du genou dans le pas postérieur pour la restituer dès que l'occasion s'en présente, c'est-à-dire lorsque la flexion a atteint son angle maximum.

La restitution de l'énergie emmagasinée sert à l'extension complète du genou dans le pas antérieur aidant l'oscillation de la jambe pendant la phase pendulaire.

Cet angle maximum de flexion dépend en partie de la tension du rappel.

En conséquence, il existe une limite à la tension du système. Cette tension est d'ailleurs peu importante puisqu'avec une énergie réduite (celle du moignon projeté en avant) il faut fléchir l'articulation prothétique.

Remarquons que si ce rappel élastique joue, dans la phase pendulaire, un des rôles du quadriceps (et fort mal parce que non contrôlé par l'amputé) il n'en joue aucun dans la phase d'appui. On ne peut, contrairement à ce que l'on croit trop souvent, compter sur cette tension réduite pour empêcher un genou de se dérober sous le poids de l'amputé.

ANNEXE

ETUDE SUR QUELQUES GENOUX DITS PHYSIOLOGIQUES

Sans entrer dans la description du genou humain, on peut rappeler qu'il s'agit d'une articulation condylienne dans laquelle deux surfaces courbes, les condyles fémoraux roulent et glissent sur deux bases, les glènes tibiales.

A chaque instant, il existe un centre instantané de rotation (CIR) qui ramène mécaniquement l'articulation à un système à axe simple pendant une très courte variation de l'angle. Ce centre se déplace sur une courbe à convexité antérieure (voir figure 45). Les rayons de courbures décroissent régulièrement de A à B. On constate par ailleurs que dès le début de la flexion, le CIR se dirige vers l'arrière par rapport au fémur.

La courbure des condyles, les emplacements des insertions ligamentaires sont tels que certains ligaments se tendent à la flexion, d'autres se détendent (fig. 46).

Il était assez tentant de vouloir reproduire la nature en donnant à une articulation prothétique les formes et l'aspect d'un genou humain. Ceci a été réalisé au mieux par Stried.

D'autres constructeurs, considérant l'intérêt géométrique du genou ont tenté d'en reproduire les déplacements par des systèmes à axes multiples.



Fig.45 Coupe du condyle. - lieu des centres de courbures.



Fig. 46

Schémas d'après "Mécanique Articulaire" par G. et C. OLIVIER.

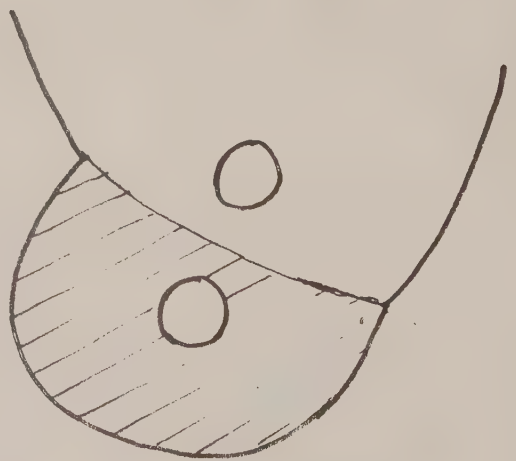
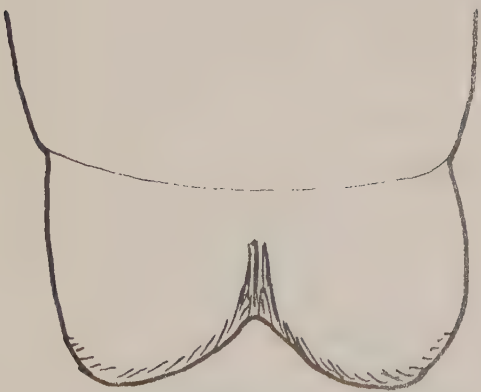
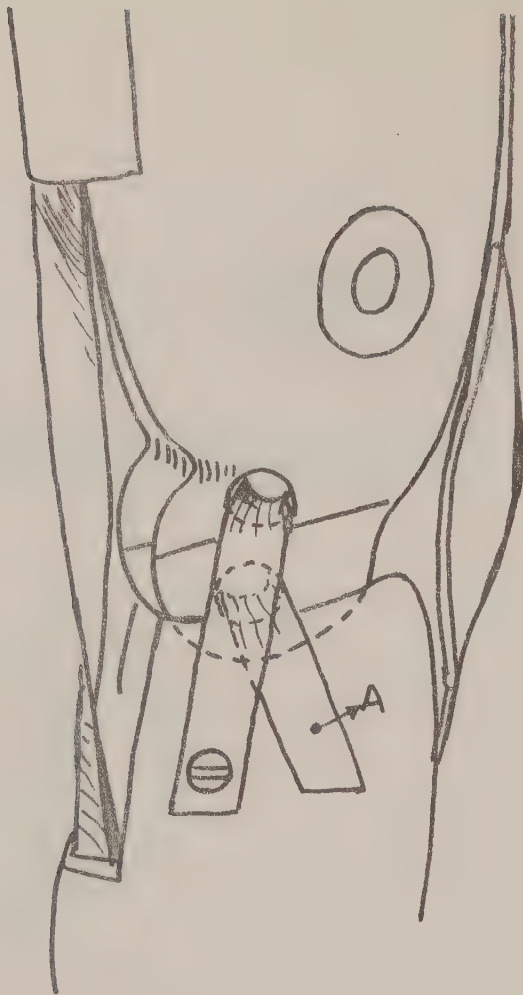


Fig.47 Genou Stried

A - GENOU STRIED (fig. 47)

C'est une reproduction assez fidèle des condyles humains et des glènes tibiales. Les moyens d'union sont des courroies de cuir traversant les condyles.

Le mouvement obtenu est un roulement glissement permis par la forme de la surface roulante (condyles) sur la base (glène) et l'élasticité des courroies.

L'axe de rotation se déplace un peu vers l'arrière en roulant pendant la flexion. Il en est empêché très vite par la tension de la courroie A qui fait glisser la roulante vers l'avant. Ce déplacement antérieur et postérieur ne s'effectue que sur une plage de quelques millimètres.

Le recul a-t-il une influence sur la stabilité de l'articulation ?

1°) Dans le cas où la prothèse serait posée fléchie avec la ligne de charge passant par le point d'articulation O, l'appui est possible mais précaire, tout déplacement du C. de G. et par conséquent de la ligne de charge entraînant, soit le ressaut de blocage s'il se fait en avant de O, soit la flexion brutale sans possibilité de réaction, s'il se fait en arrière.

2°) Dans le cas où ce recul de l'axe de rotation se produit pendant que se produit un mouvement de flexion, on peut se trouver en présence soit :

a) d'un recul du C. de G., le segment jambier restant vertical et la cuisse pivotant autour du genou. Alors le recul

important du C. de G. entraîne un déplacement rapide de la ligne de charge non compensé par le recul de l'axe d'articulation (qui n'est que de quelques millimètres).

b) soit d'une avancée du genou, le pied et la hanche restant à peu près l'un au dessus de l'autre. Le recul très faible de l'axe par le roulement n'est pas suffisant pour inverser le mouvement d'avancée de l'axe par le déplacement en avant du genou. La ligne de charge devient postérieure à O. La chute est également inévitable.

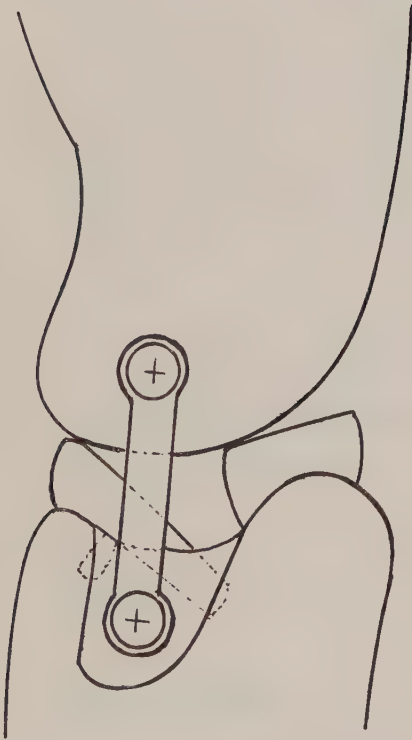
Par ailleurs, remarquons aussi qu'il peut se produire un ressaut de blocage à l'attaque du talon si, d'avanture, la ligne de charge passe en avant du genou légèrement fléchi à ce moment.

En conclusion, ce genou ne présente pas de qualités de stabilité particulières.

AVANTAGES

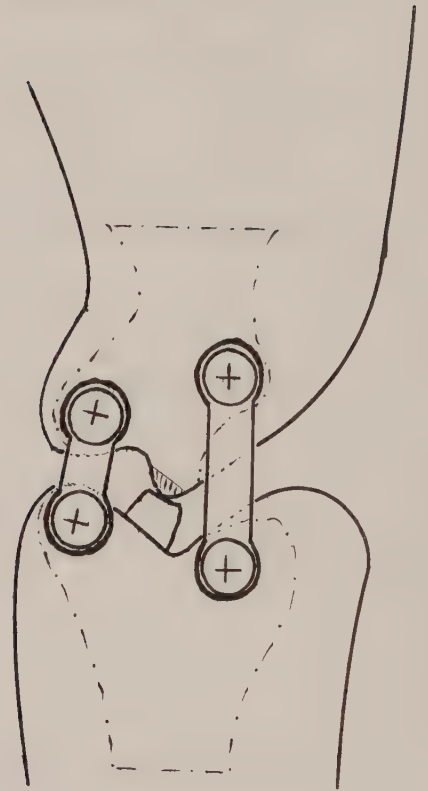
Les avantages de ce genou dont nous avons une large expérience sont ailleurs et nombreux :

- solidité,
- silence (pas de pièces mécaniques bruyantes)
- souplesse, les surfaces articulaires ont tendance à perdre le contact pendant la phase pendulaire d'où une suppression des frottements et, en conséquence, une moindre dissipation d'énergie,
- confort en appui car la laxité, par l'élasticité des courroies, amortit les inégalités de terrain et les mal-positions.



genou à 2 biellettes

Fig. 48



genou à 4 biellettes

Fig. 49

INCONVENIENTS

Ce genou est inesthétique et, en général, refusé par les femmes.

B - GENOUS POLYCENTRIQUES

Il en existe de nombreux modèles mais les plus en usage sont actuellement les genoux à biellettes.

a) les genoux à une paire de biellettes (fig. 48) réalisent un mouvement peu éloigné dans sa forme du mouvement des genoux STRIED. L'axe supérieur des biellettes a le même rôle que le ligament de cuir qui traverse les condyles et sert à la rotation du genou. Les biellettes pivotant autour de l'axe inférieur permettent le déplacement de l'axe supérieur d'arrière en avant ou d'avant en arrière selon les nécessités de la forme de la roulante. Une pièce articulée, poussée par un ressort, assure la mise en contact et en tension du système.

b) les genoux à deux paires de biellettes procèdent d'une idée différente. Le CIR (centre instantané de rotation) qui est à l'intersection des prolongements des axes des biellettes peut en fonction des situations réciproques de celles-ci et de leur longueur, décrire des trajectoires très diverses. Certaines de ces trajectoires peuvent avoir un intérêt au cours du déroulement de la phase pendulaire et au cours de la recherche de la stabilité pendant la phase d'appui, (fig. 49).

De toute façon, l'absence de force externe (muscles) ne peut permettre de gagner sur les deux tableaux de la stabilité ou de la facilité de mobilité, les constructeurs choisissent la conformation de leur système de biellettes en fonction du but qui leur apparaît le plus important à atteindre.

1°) Intérêt au cours de la phase pendulaire

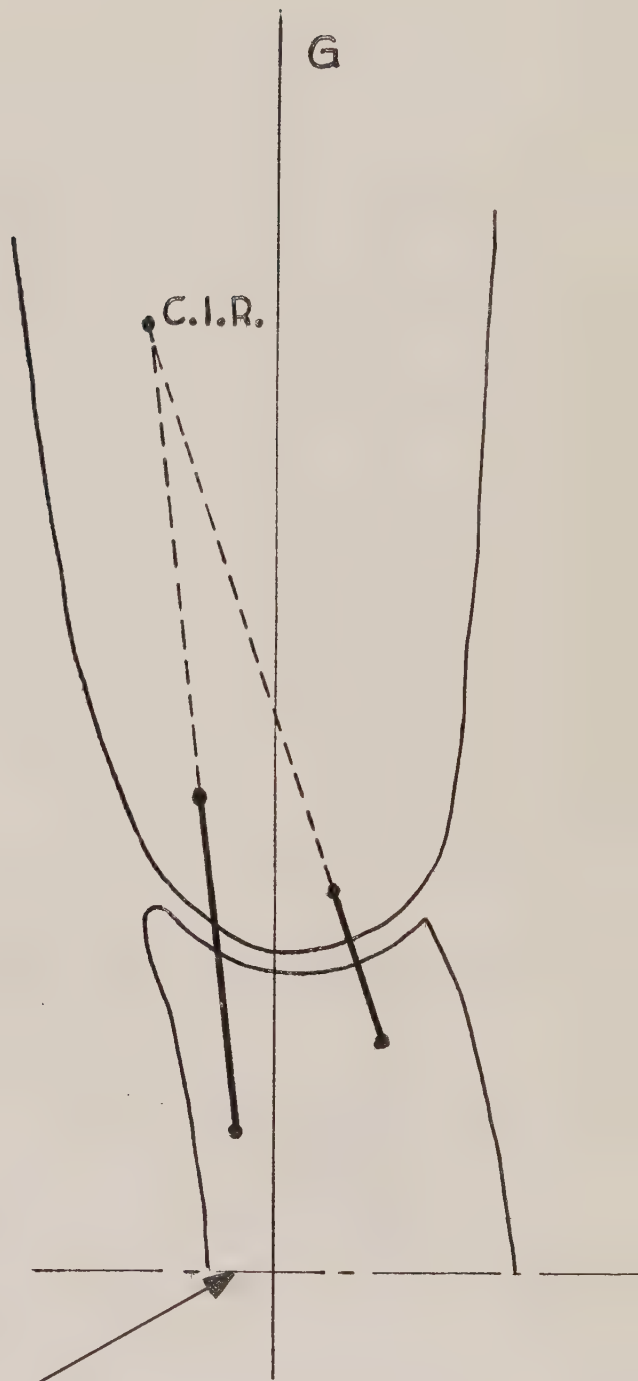
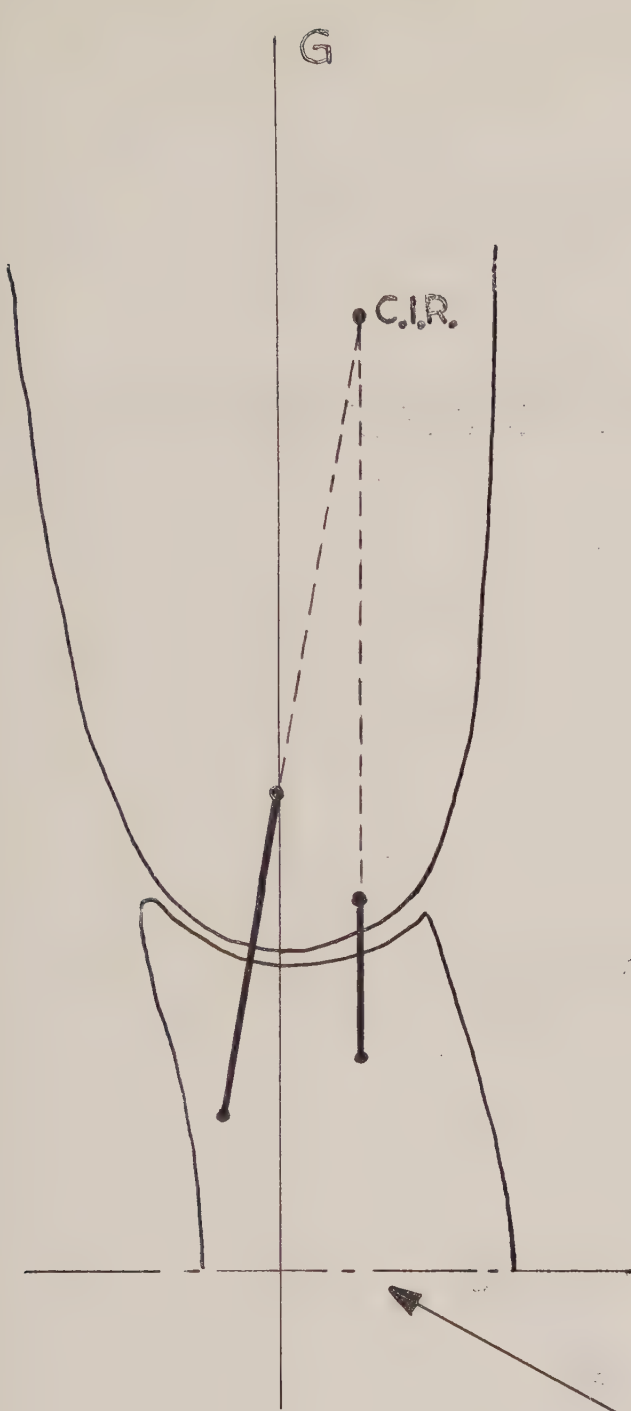
Le segment articulé "jambe" pivote autour du CIR. Tout se passe comme s'il avait pour longueur la distance comprise entre son extrémité distale et le CIR. C'est ce que nous appelons la longueur mécanique de la jambe. Elle varie avec l'emplacement du CIR. De même façon, la longueur mécanique de la cuisse varie en sens inverse. La somme des deux est constante.

L'augmentation de la longueur mécanique de la jambe au cours de la phase d'extension ralentit l'oscillation donnant un aspect de freinage plus humain. Mais il faut remarquer que cette augmentation de ralentissement ne modifie pas l'énergie emmagasinée par le segment en mouvement.

La partie de l'énergie qui n'a pas été utilisée par la phase pendulaire doit, comme dans les autres genoux, être absorbée par la butée d'extension. Les problèmes de bruits ne sont donc pas résolus par ce ralentissement de mouvement.

2°) Intérêt au cours de la phase d'appui

La situation du CIR par rapport à la ligne de charge



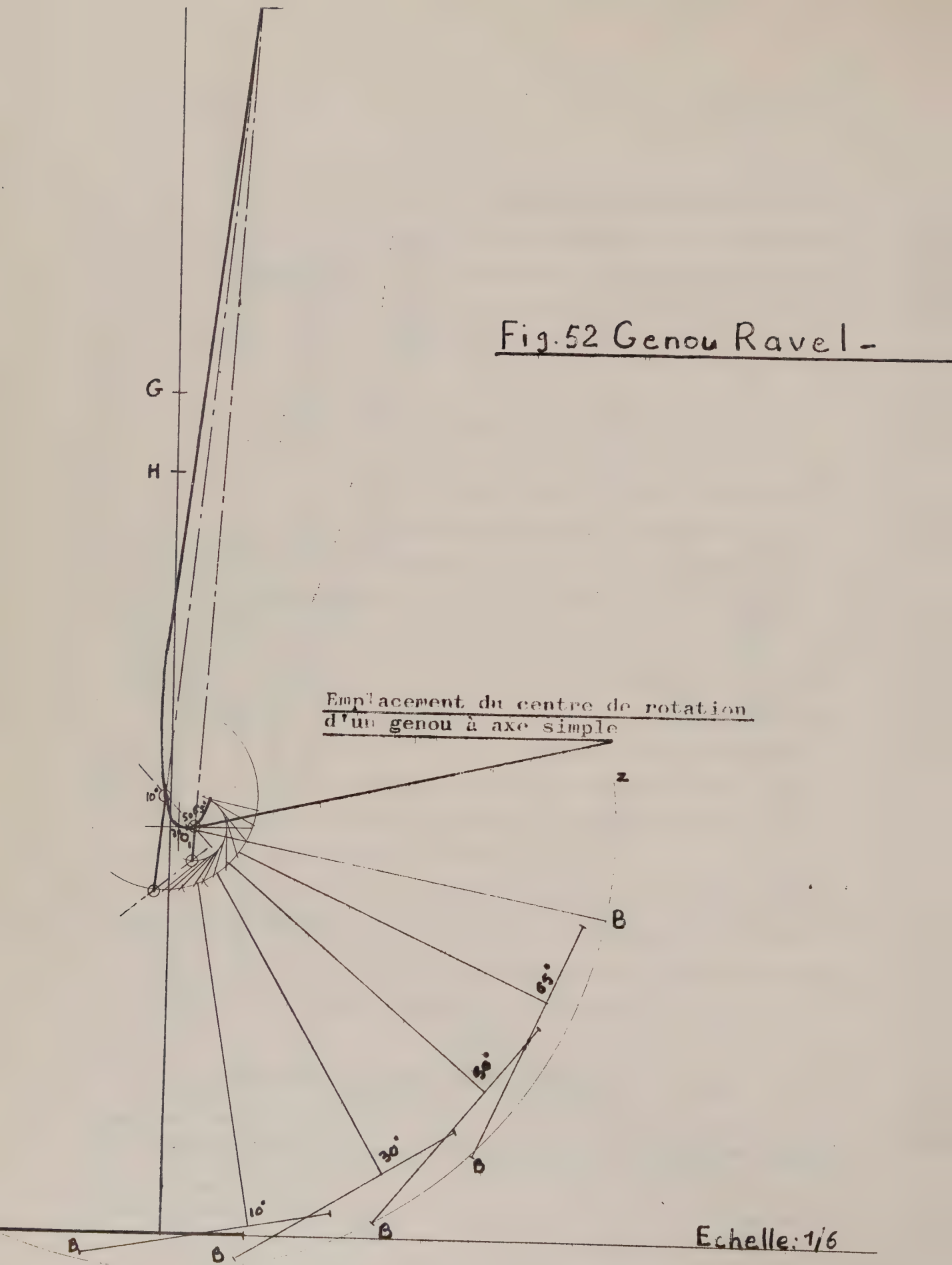
S

Genou instable
schéma 50

S

Genou stable
Schéma 51

Fig.52 Genou Ravel -



lorsque le genou est en extension dépend de l'orientation des biellettes (fig. 50) et celle-ci peut être telle que le CIR est très en arrière de cette ligne de charge, donnant une grande stabilité (fig. 51).

Le déplacement du CIR au cours de la flexion est à la fois fonction de l'orientation et de la forme du quadrilatère formé par les biellettes.

L'élévation du CIR le long du segment cuisse favorise l'action du moignon au voisinage de l'extension complète. Raccourcissant le bras de levier résistant sur lequel agit l'effort musculaire, elle peut mieux permettre un verrouillage volontaire du genou.

I - Comparaison des trajectoires des CIR des trois types différents de genoux à deux paires de biellettes

Nous considérons que la cuisse est immobile et que la jambe fléchit.

a) RAVEL - MONTPELLIER (fig. 52)

En extension, le CIR est très haut situé (au dessus du C. de G.). Après 10° de flexion, il a descendu la presque totalité de la courbe. Ce déplacement est très proche d'une droite ; ensuite, le CIR suit une trajectoire en crosse qui le fait passer par un point bas aux environs de 50° de flexion.

b) CALS (fig. 53)

En extension, le CIR est à peu près à la hauteur de la hanche. La trajectoire est une sorte de spirale allongée. A 10° de flexion, les 2/3 ont été décrits, le point le plus bas se situe aux environs de 50°.

c) CALIFORNIE (fig. 54)

La courbe ne se développe pas sur la même hauteur (entre 7 et 10 cm seulement). Elle se présente également sous la forme d'une portion de spirale. A 10° , une faible portion de la courbe a été décrite. Le point bas est aux environs de 55° .

II - Avantages de ces genoux

1°) Ils sont stables d'une façon importante sans aspect de genu recurvatum.

Cette stabilité s'exerce notamment dans la descente des plans inclinés ou malgré le rejet du tronc en arrière la ligne de charge passe encore en avant du CIR (très en arrière à l'extension complète).

2°) Une flexion possible est importante. Elle avoisine 135° .

3°) Ces genoux sont solides et indéréglables.

Il est souvent affirmé qu'un des avantages de ces genoux réside dans le fait que lors de la flexion, la prothèse présente un moindre encombrement de passage que le genou à axe ; ce que d'aucuns appellent le "raccourcissement" pendant la phase pendulaire.

En réalité notre étude nous a montré que cela ne pouvait pas être démontré.

L'encombrement d'une prothèse diminue quand augmente sa flexion.

Si l'on s'en tient à la construction géométrique, il apparaît qu'il n'existe pas de différence notable entre les courbes

Fig. 53 Genou Cals.

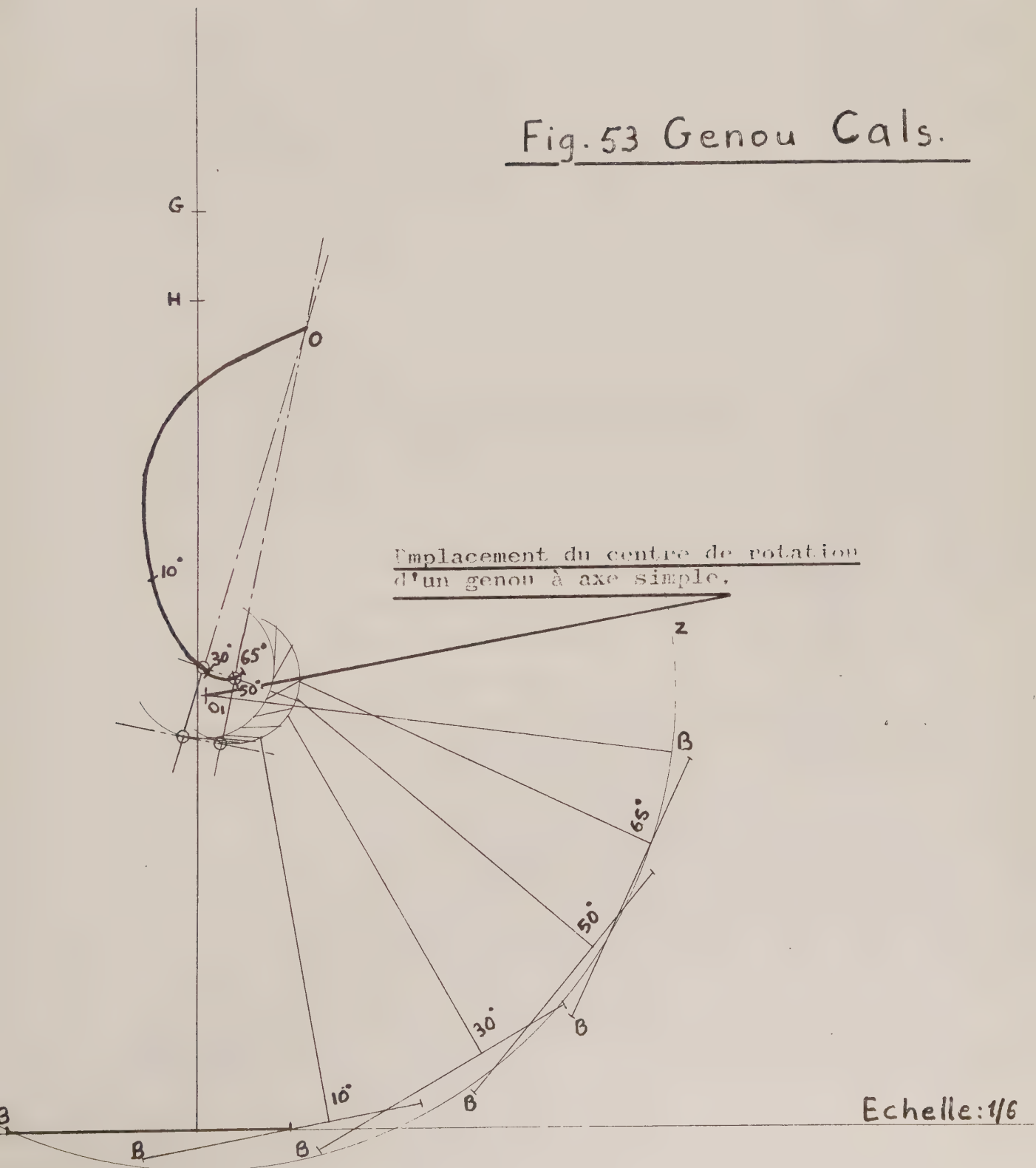
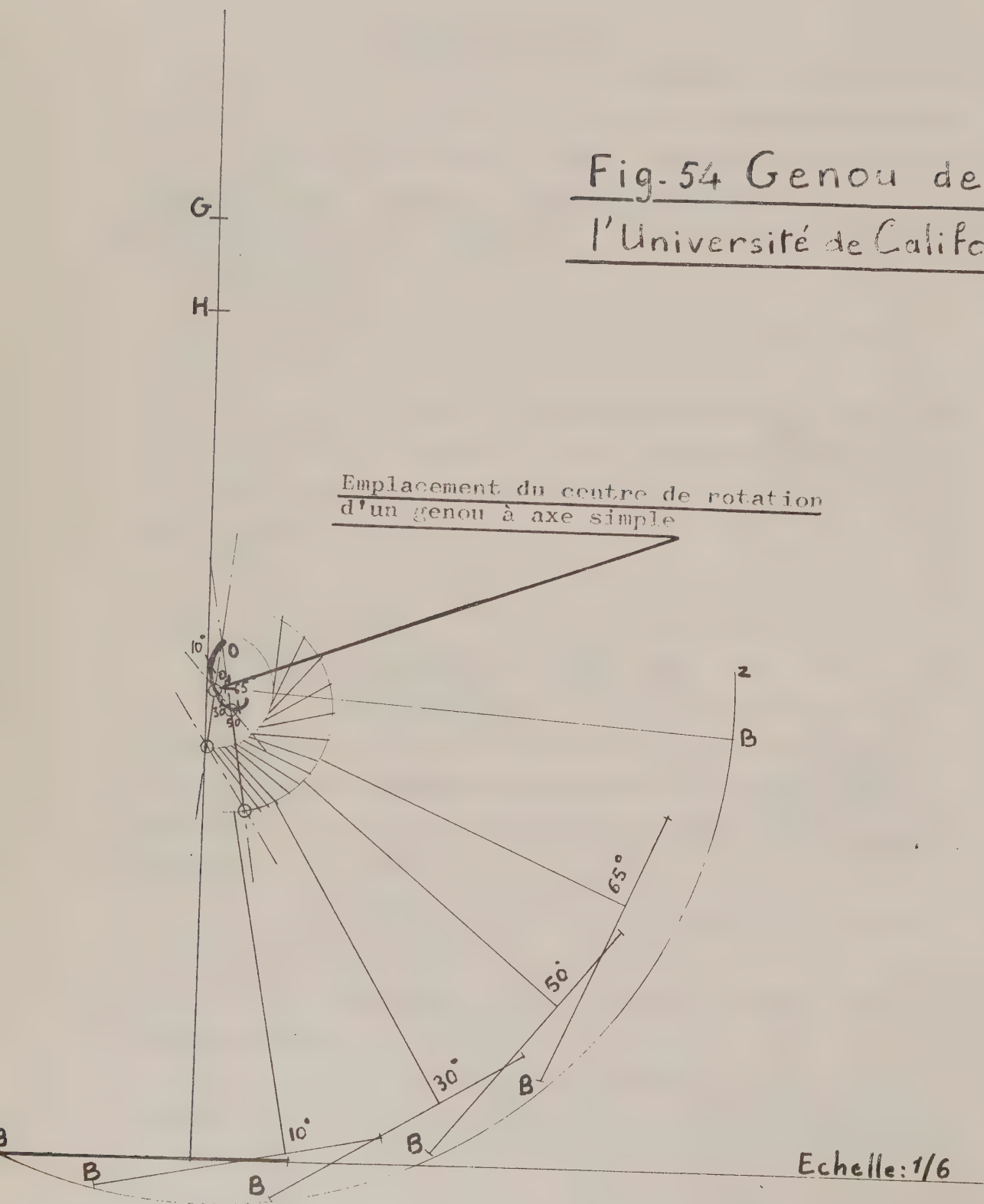


Fig. 54 Genou de
l'Université de Californie



suivies par le pied avec un genou à axe et un genou à biellette.

Mais par ailleurs, la construction géométrique néglige les propriétés dynamiques. Rien ne permet d'affirmer que les flexions seront égales au même moment avec ces genoux (comme nous l'avons fait remarquer au chapitre des conditions géométriques de passage de la pointe du pied au dessus du sol).

Enfin, si l'on veut faire des mesures directes, aucun repère exact n'est possible, ni en origine des mesures de longueur, ni en mesure des angles.

III - Inconvénients

1°) Réglage difficile : les stabilités initiales ne sont pas identiques pour tous ces genoux. Si l'on veut en modifier les caractéristiques il faut les orienter dans l'espace (ce qui, dans la pratique, revient à incliner des plateaux et des tubes que le constructeur a voulu verticaux ou horizontaux) ; et cela entraîne plus de complications pratiques qu'une translation avec un genou à axe.

2°) Ils sont assez bruyants

2°) Ils sont assez lourds.

4°) Leur encombrement dans l'emboiture est important et ne permet pas l'appareillage des moignons très longs (le moignon doit être plus court de 3 à 4 cm qu'avec les genoux à axe).

5°) Ils sont inesthétiques et rarement acceptés par une femme. Leur mouvement, s'il est meilleur dans la phase oscillante, en fin d'extension, est au contraire désagréable à regarder au début de la flexion dans le pas postérieur. Ils ne donnent pas une impression de pivotement mais de translation en avant de la cuisse qui

semble correspondre à une luxation postérieure du genou.

CONCLUSION

Un grand nombre de modèles différents ont été construits mais peu sont en réalité utilisables si l'on tient compte des trajectoires du CIR et de la possibilité de réglage.

Tous les genoux évoqués ci-dessus ont été appelés genoux "physiologiques" ; en fait, ils sont très loin de la physiologie soit par l'impossibilité d'utiliser leurs avantages de formes en raison de l'inexistence musculaire, soit parce que la trajectoire des points importants ne concorde que de très loin avec la réalité humaine.

CHAPITRE II

LE MOIGNON

Qualités

La bio-mécanique évoque la longueur du moignon sous son aspect de bras de levier, essentiel dans une bonne fonction d'appui et de marche.

Mais de bien d'autres éléments constitutifs du moignon dépendent encore la réussite de l'appareillage et la valeur de la fonction qu'il rendra à l'amputé.

L'étude des critères de qualité permettra de définir le "bon" moignon.

Quatre sont fixés par l'intervention :

- 1° - la longueur - le niveau
- 2° - la forme
- 3° - les rapports de l'os et des parties molles
- 4° - la position et l'état de la cicatrice.

Quatre sont plus ou moins dépendants des traitements que l'on va lui faire subir :

- 1° - la stabilité de son volume
- 2° - la mobilité et la motricité de l'articulation sus-jacente
- 3° - la contractilité des muscles du moignon
- 4° - l'indolence.

I - CRITERES DE QUALITE DU MOIGNON FIXES PAR L'INTERVENTION

1°) La longueur - le niveau

L'étude bio-mécanique nous montre que le moignon de la plus grande longueur est celui qui donne la meilleure fonction toutes autres conditions de qualité égales par ailleurs.

La nécessité pour le prothésiste de pouvoir "loger" l'articulation du genou sans allonger la cuisse fait que le moignon le plus long est celui qui laisse juste la place nécessaire à cette articulation. En l'état actuel de l'appareillage, l'articulation préfabriquée la moins encombrante a 4 cm de haut. Le moignon, parties molles comprises devra se terminer à 4,5 cm de l'interligne articulaire. La section du fût osseux se fera donc à 6,5 cm de cet interligne, au mieux.

A mesure que le moignon est plus court, le contrôle de la prothèse dans les mouvements et surtout la stabilisation du bassin à la marche deviennent de plus en plus pénibles.

Selon les individus et la variation du seuil de la douleur, la boiterie apparaît plus ou moins tôt.

Mais malgré la boiterie que sa brièveté entraîne, un moignon de cuisse très court (moins de 6 cm) n'est pas inutile. Il faudrait bien se garder de transformer l'amputé de cuisse en désarticulé de hanche ; la stabilisation latérale n'est pas le seul résultat que l'on attende du moignon.

On en attend aussi :

- la stabilisation antéro-postérieure et elle est toujours possible tant que le déséquilibre amorcé n'est pas important.
- la mobilisation de l'appareil ; elle n'est pas nulle avec un moignon court : le moignon "traîne" la prothèse.
- la contention ; elle est d'autant meilleure qu'il a été gardé des parties molles. Contrairement à ce qui se passerait pour des niveaux plus bas situés où elles seraient considérées comme exubérantes, elles jouent ici un rôle efficace de contention par accroissement de l'adhérence résultant de l'augmentation des surfaces en présence. Nous ne savons dire pourquoi les troubles trophiques si souvent constatés avec un excès de parties molles sur un moignon long n'apparaissent pas ou apparaissent rarement sur les moignon courts.

En définitive, un fût osseux de 3 à 5 cm au-dessous du petit trochanter avec des parties molles de 3 à 6 cm en dessous du fût constitue un moignon appareillable, donnant une fonction meilleure que celle d'une désarticulation de hanche.

Que faut-il penser des amputations de Calender ou des désarticulations de Stoke-Gritti ?

Ces interventions donnent de bonnes possibilités d'appui terminal mais le moignon est trop long, difficile à appareiller.

- trop long : car le placement de l'articulation sous l'emboiture réalise une cuisse trop longue et inesthétique. L'artifice qui consiste à remplacer l'articulation prothétique habituelle par des ferures latérales est malaisé et également inesthétique.

- difficile à bien appareiller : car le renflement du moignon dû à la présence des condyles fémoraux créé des difficultés de chaussement qui obligent à utiliser des appareils à lacer. Or nous savons (voir biomécanique) qu'avec l'appui terminal il faut également un appui ischiatique. La recherche de cet appui avec un cuissard en cuir est impossible à obtenir d'une façon véritablement satisfaisante. Le cuir se moule sur la cuisse sans lui donner l'orientation de formes nécessaires à la création d'une bonne assise.

Malgré les inconvénients ci-dessus, ces deux interventions, en raison de leur caractère moins choquant, continueront sans doute à être pratiquées chez les grands artéritiques, d'autant que la fonction qu'on attendra de l'appareillage sera en fait réduite chez ces malades. Il leur sera de toute façon conseillé de marcher peu et avec des cannes-béquilles, ce qui rend bien moins importante la valeur fonctionnelle de l'appareillage.

Cas particulier des enfants

Malgré de qui vient d'être dit sur l'inesthétique des moignons trop longs de cuisse, chez les enfants, toutes les fois qu'on le peut, on conserve le cartilage de conjugaison. Ainsi le moignon grandit en même temps que l'enfant. Il ne sera pas nécessaire de faire de retouche à l'âge adulte sur un moignon devenu trop long car la trophicité diminuée de ce membre donne finalement un fémur moins long que l'autre.

Si le cartilage de conjugaison n'a pu être gardé, il est fréquent que le fémur, en s'allongeant par l'extrémité proximale devienne pointu, menaçant les parties molles. La retouche

chirurgicale s'impose. On peut parfois greffer en bout du fût fémoral une barrette osseuse dont la surface sollicite normalement l'allongement cutané.

Mesure de la longueur

Il n'est pas facile de mesurer la longueur du moignon. L'imprécision des repères anatomiques sur le "vivant" ne permet pas la mesure au centimètre près.

Il a été proposé plusieurs repères comme origine des mesures.

- le sommet du grand trochanter,
- la dépression sous-trochantérienne
- l'ischion
- le périnée au niveau des adducteurs

La longueur intéressante étant celle qui est efficace, donc celle qui entre dans la prothèse, c'est cette dernière origine qui est le plus souvent adoptée. C'est aussi la plus commode à prendre. Certains à partir de cette origine mesurent la longueur du fémur. Pour notre part, nous prenons la longueur du moignon depuis le périnée jusqu'à l'extrémité des parties molles, nous réservant de prendre la longueur des parties molles en dessous de l'os si celles-ci sont exhubérantes.

2°) La forme

Elle dépend de la technique opératoire.

Il est des techniques bien définies qui donneront des moignons maigres ou étoffés. Ces moignons, coniques ou cylindriques, lorsqu'ils sont de longueur convenable, sont facilement appareillables.

Mais les circonstances peuvent amener le chirurgien à des sacrifices des parties molles qui laissent un moignon atypique et rendent l'appareillage difficile et moins fonctionnel.

Lorsque le moignon est court, plus petit que 15 cm, il doit être étoffé de façon à avoir une forme à peu près cylindrique. S'il est très court, moins de 10 cm, il est souhaitable qu'il ait une forme légèrement évasée vers le bas, qui aidera à la contention de l'appareil.

S'il est extrêmement court, moins de 5 cm, en conservant un excès de parties molles, 4 à 6 cm autour et au-dessous du fût osseux, on peut espérer appareiller avec une emboiture fémorale.

Mais cela est très difficile à réaliser et exige également du mutilé une tolérance à la boiterie et aux ennuis cutanés des moignons à parties molles excessives. La plupart du temps, il faut appareiller avec une coque comme pour une désarticulation de hanche. Le port de l'appareil est plus encombrant mais la fonction est sensiblement améliorée et les douleurs disparaissent.

Les moignons courts coniques ou en "sifflet" sont très difficiles à appareiller. La contention de l'appareil par la méthode de contact est aléatoire et les pressions latérales du fémur dans l'emboiture sont assez mal supportées. Il faut adjoindre des moyens

de contention, tels que ceinture ou baudrier.

Enfin, un certain nombre de moignons ont une forme indescriptible due en général à des lésions des parties molles. Le souci de la sauvegarde du moignon le plus long a prévalu sur celui de l'obtention d'une forme souhaitable.

3°) Les rapports de l'os et des parties molles

Ces rapports sont définis par la présence normale excessive ou insuffisante de parties molles à l'extrémité du fût osseux.

Avec un moignon maigre, les parties molles terminales sont peu épaisses et représentées essentiellement par l'aponévrose et la peau. La tension qu'on leur donne en les suturant doit éviter la protrusion. L'appui terminal dans la prothèse sera réduit à celui d'un contact mousse avec un capitonnage suffisant.

Avec un moignon étoffé sans ostéomyoplastie, le risque d'un excès de parties molles en bout de moignon n'est pas nul. La section osseuse se faisant après la réparation des valves musculaires et cutanées, elle peut se situer au-dessus du niveau souhaitable. Le défaut inverse est exceptionnel car devant une tension trop grande des sutures, on peut recouper facilement l'os plus haut.

4°) La position et l'état de la cicatrice

Il est souhaitable que la cicatrice soit distale et postérieure, donc que la valve cutanée antérieure soit taillée un peu

plus longue que la valve postérieure. Ceci a pour effet d'éviter la superposition des sutures musculaires et cutanées et d'empêcher :

- les adhérences aux plans sus-jacents
- l'appui sur la zone cicatricielle dans le contact distal de la prothèse.

La cicatrice, même de bonne qualité, c'est-à-dire dont la suture est étroite et soignée sans striction ni relâchement excessif des points, est pendant quelques semaines une zone fragile, réagissant mal à tout appui ou tout frottement ; les désunions ou les érosions sont longues et difficiles à guérir.

Quand les nécessités locales ont amené à placer la suture cutanée dans les zones de frottement ou d'appui dans la prothèse, il est indiqué de protéger au début la cicatrice par l'interposition de produits tels que nobécutane, aérofilm ou même sparadrap ou blinderme.

L'irrigation vasculaire postérieure étant meilleure, il pourrait paraître souhaitable que la valve postérieure soit la plus longue et la cicatrice serait alors antérieure mais les cicatrices habituellement obtenues distales et postérieures sont souples non adhérentes et de bonne qualité, justifiant la préoccupation du chirurgien de situer comme il le fait la suture pour des raisons mécaniques d'appareillage. (Cependant, certaines écoles chirurgicales négligeant l'appui de la zone cicatricielle sur la paroi antérieure de la prothèse réalisent une suture antérieure. Finalement, l'expérience montre qu'une bonne cicatrice antérieure est bien tolérée).

Les tentatives de conservation du membre ou encore le traumatisme causal de l'amputation peuvent parfois laisser d'autres cicatrices.

Certaines seront gênantes pour l'appareillage.

- les cicatrices d'artériectomie, d'intervention sur l'artère fémorale ou de curage ganglionnaire, traversant le pli inguinal et sont parfois rétractiles tant en surface qu'en profondeur. En surface, elle créent une zone d'érosion, la peau étant mince et fragile, elles sont sensibles ; la dépression, la gouttière ou la bride qu'elles forment établit une prise d'air dans la prothèse. En profondeur, la rétraction détermine un flessum irréductible.

- les cicatrices longitudinales externes, de mauvaise qualité, anfractueuses ou adhérentes siégeant à la zone d'appui du fémur le long de la paroi externe de l'emboiture, si elles remontent hors de la prothèse, sont le fait de prises d'air empêchant une bonne adhérence de l'appareil.

Les cicatrices postérieures, antérieures ou internes n'étant pas dans la zone principale d'appui gênent peu l'appareillage si elles ne sont pas anfractueuses ou invaginées.

Dans le cas de cicatrice mal placée, adhérente, très anfractueuse ou créant des zones de macération et d'eczématisation du moignon, il est parfois nécessaire de reprendre le temps cutané de la suture par excision ou greffe, tellement la vie de l'amputé peut être perturbée par un moignon présentant des ulcérations

chroniques ou des dermatoses répétées.

Cicatrices de brûlures

Il faut faire une place particulière aux cicatrices de brûlures. Elles sont souvent étendues, peuvent siéger sur les zones d'appui ou à la racine du moignon. La mauvaise qualité de ce tissu de réparation le rend extrêmement sensible à toutes les agressions, il s'érode et s'ulcère facilement notamment à l'union du tissu sain et de la cicatrice. Son manque de souplesse fait qu'il ne coapte pas toujours l'emboiture, notamment à l'extrémité supérieure, créant des zones de prise d'air. Les brides limitent la mobilité ou insèrent le tissu musculaire dans une sorte de carapace qui entrave la contractilité. En résumé, ces cicatrices très étendues de brûlures sont une gêne considérable pour le blessé et peuvent entraîner des reprises chirurgicales par greffes ou par lambeaux (notamment au niveau de l'appui ischiatique).

De toute façon on tente d'améliorer la qualité de ce tissu par un massage cutané avec quelques onguents ou pommades. Ce massage doit être répété et prolongé pendant des mois.

Pour l'appareillage, on peut être amené à des aménagements de l'emboiture dépendant de chaque cas particulier, rembourrage en mousse, évidemment, suspension, ceinture, ces moyens rendent l'inconfort acceptable.

Le blessé est particulièrement averti du danger qu'il y a à négliger toute ulcération de cette peau cicatricielle. Il doit savoir que la moindre blessure doit faire suspendre le port de la prothèse jusqu'à cicatrisation.

II - CRITERES DE QUALITE DEPENDANT DES SOINS SUIVANT L'INTERVENTION

1°) La stabilité de volume du moignon

Pour bien des raisons, le volume du moignon varie au cours de la vie de l'amputé. Les plus précoces et les plus apparentes sont :

- A { a - la disparition de l'œdème post-opératoire
b - l'atrophie musculaire
c - la fonte du tissu cellulo-grasieux

Par la suite, d'autres raisons peuvent jouer tout au long de la vie de l'amputé plus ou moins en rapport avec des réactions neuro-végétatives individuelles :

- B { a - les variations d'hydratation tissulaire
b - la perte ou la prise de poids de l'amputé
c - enfin, les facteurs dûs à l'âge qui amènent à une augmentation ou à une diminution du volume.

A - Raisons prévues de variation de volume

a - L'œdème

Après toute intervention se produit l'œdème correspondant à une agression tissulaire.

Il est admis que la mort cellulaire due au traumatisme chirurgical et qui touche une grande partie des tissus, augmente dans le secteur extravasculaire in loco, la concentration en ions Na et en protéines.

D'autre part, les lésions des vaisseaux sont considé-

rables : les troncs vasculaires sont en maints endroits transformés en cul-de-sac : parmi eux, principalement, la fémorale superficielle et la fémorale profonde. La pression hydrostatique y est modifiée.

En définitive, les variations de pressions (hydrostatique, oncotique, osmotique) se font toutes dans le sens d'une extravasation acqueuse, c'est-à-dire de l'œdème.

La part des facteurs mécaniques et physico-chimiques est mal définie. La façon dont un œdème peut regresser dans les semaines qui suivent l'intervention et réapparaître, moins volumineux et plus fugace, à chaque lever, semble montrer la valeur de la participation mécanique.

Cet œdème qui s'établit au moment même où on lève le garrot régresse avec le temps par disparition progressive des causes déclenchantes :

La création d'un système vasculaire de suppléance supprime les culs-de-sacs, la vaso-motricité retrouve sa dynamique, l'élimination des substances anormales modifie les pressions oncotiques et osmotiques.

Cependant, la régression spontanée de cet œdème est très lente ; elle peut s'étaler sur plusieurs mois, voire plusieurs années. Il est de beaucoup préférable pour en limiter l'importance et en accélérer la disparition, de mettre en œuvre dès l'intervention terminée, tous les moyens actuellement à notre disposition : surélévation du moignon, bandage, massage, mobilisation, appareillage immédiat ou précocé. On évite ainsi des distensions structurales préjudiciables à sa disparition.

b - L'atrophie musculaire

Elle est certaine et contribue à la diminution de volume du moignon dans les premiers mois qui suivent l'intervention.

Il est vraisemblable qu'elle est précoce et massive mais est masquée par l'œdème. Elle dépend -dans une certaine mesure- de la technique chirurgicale.

Un muscle non fixé à son extrémité distale s'atrophie très vite. Il a été constaté, lors de reprise chirurgicale, que dans certains cas, tous les éléments nobles du muscle avaient disparu. Par contre, les muscles suturés entre eux dans l'ostéomyoplastie conservent de bonnes possibilités de contraction, ce qui permet de penser que leur atrophie sera moins importante. Enfin, la technique de fixation des muscles au fémur conserve à ceux-ci, selon la Professeur Weiss, une trophicité excellente.

c - Le tissu cellulo-grasieux

La diminution de volume du moignon n'est pas seulement due à la disparition de l'œdème et à la fonte musculaire, mais aussi à la fonte partielle du tissu cellulo-grasieux. Celle-ci survient dès que le moignon est comprimé par l'emboiture, c'est-à-dire dès le port de la première prothèse d'entraînement.

Il est probable que les modifications que l'on constate sur les moignons anciens à l'occasion de changements d'emboiture notamment quand on passe d'un système qui n'enserrait pas la cuisse à un système qui l'enserre, sont dues à une fonte de ce tissu cellulo-grasieux. Celui-ci peut d'ailleurs réapparaître si, à propos d'une circonstance quelconque, l'amputé est amené à supprimer le port de sa prothèse pendant un certain temps.

B - Raisons secondaires de variations de volume

Les trois premières raisons amènent toutes à une diminution précoce de volume.

Au cours de la vie de l'amputé, à partir d'un moignon à peu près stable, se produisent des modifications en plus ou en moins qui peuvent retentir sur l'utilisation de la prothèse.

a - Les variations d'hydratation tissulaire

Elles existent chez tous les individus.

On connaît : - les modifications journalières représentées par les bouffissures du visage au sortir du sommeil ou par les pieds gonflés le soir à la fatigue ;

- les modifications mensuelles apportant une tension mammaire ou abdominale chez les femmes ;

- les modifications saisonnières donnant œdème des membres inférieurs aux fortes chaleurs.

On a tenté pour les amputés de réduire ces variations par une action sur le métabolisme de l'eau, notamment en contrôlant l'ingestion des aliments sodés ou en utilisant des diurétiques. Cela reste très théorique. Le régime est impossible à doser efficacement et l'utilisation des diurétiques, non inoffensive doit être réservée à la pathologie.

b - Les variations de poids

A moins d'observer une hygiène alimentaire très stricte il est fréquent que l'amputé prenne du poids par un ralentissement de son activité antérieure ou encore par une inconduite alimentaire

favorisée par des perturbations psychologiques. Les luttes contre l'embompoint toujours provisoires entraînent des variations de poids qui retentissent sur le volume du moignon.

A l'occasion d'une maladie plus ou moins cachectisante, il se produit un amaigrissement du moignon. Pour paradoxal que cela puisse paraître, cet amaigrissement du moignon n'est notable qu'après quelques jours de réutilisation de la prothèse. En effet, pendant l'alitement, le moignon n'étant plus soumis aux contraintes de l'appareil, une certaine partie du tissu cellulo-gras est réapparu compensant l'amaigrissement général.

c - Les facteurs dûs à l'âge

La croissance amène une augmentation de volume du moignon de l'enfant. Il est important d'en tenir compte et de surveiller particulièrement le serrage de l'emboiture, les enfants tolérant particulièrement bien des situations inconfortables. Il faut à tout prix empêcher qu'un serrage excessif n'entraîne des lésions ou une atrophie surajoutée.

A l'inverse, le vieillissement, dans la période de sénescence provoque en général un amaigrissement.

2°) La mobilité et la motricité de l'articulation sus-jacente

A - La mobilité

a - Equilibre tonique

Dans l'amputation de cuisse, le poids retiré est important et l'est au bénéfice des fléchisseurs de la hanche. Ceux-ci ne

sont pas ou peu touchés. Le psoas iliaque reste indemne. Par contre les extenseurs sont très atteints. Les ischio-jambiers, même avec réimplantation terminale retrouvent rarement leur entière possibilité d'action et si l'amputation est plus haute que la moitié du fémur, les insertions du grand fessier sont touchés.

Tout concourt à créer par rapport à l'état antérieur un déséquilibre tonique aux dépens des extenseurs. Il va donc s'installer un nouvel équilibre dans lequel une flexion plus importante de la hanche recréera des tensions égales entre les fléchisseurs et les extenseurs.

Il en va de même pour l'équilibre abducteurs-adducteurs ces derniers étant toujours touchés par l'intervention, le nouvel équilibre se fait au profit des abducteurs. La position de repos de la hanche est alors une abduction plus ou moins notable selon l'importance des adducteurs restants et le poids du moignon.

Avec des moignons courts, inférieurs à la moitié de la cuisse, la position d'équilibre sera une attitude marquée de flexion abduction. La mobilité en extension et en adduction ne sera maintenue que si elle est sollicitée chaque jour, non seulement par les artifices de la rééducation mais aussi par les gestes de la vie courante effectués avec la prothèse, plus particulièrement quand ceux-ci ont une action d'étirement sur la hanche par l'intermédiaire d'un bras de levier suffisant.

b - Attitudes vicieuses

Avec des moignons très courts, il faut s'attendre à des attitudes vicieuses irréductibles. Cependant, l'expérience prouve



schémas 55 et 56

qu'on peut s'en accommoder dans l'appareillage. La brièveté du moignon est telle que malgré l'orientation anormale donnée à l'emboiture, les aplombs de la prothèse sont facilement retrouvés sans gros défaut d'apparence (schéma 55). En outre, la prothèse est plus "traînée" qu'elle n'est mobilisée par ces moignons courts. En conséquence la mauvaise direction de l'axe osseux n'a pas d'influence puisqu'alors l'articulation de la hanche joue peu pendant la marche.

L'attitude vicieuse est rare avec des moignons longs. Si elle existe, elle peut être le fait d'une hanche pathologique, d'une impossibilité thérapeutique, d'un défaut de soins.

Ce défaut de soins porte sur les points suivants :

- permanence de l'attitude en flexion par un coussin sous la cuisse
- position semi-assise prolongée et non utilisation quotidienne des amplitudes complètes de la hanche
- appareillage d'entraînement trop tardif.

Si les rétractions ne sont pas installées depuis trop longtemps et s'il ne s'agit pas d'une hanche pathologique, la rééducation et le port de la prothèse d'entraînement pourront les combattre.

L'attitude vicieuse en flexion du moignon long complique l'appareillage, le rend souvent difficile, parfois impossible, car l'extrémité de l'emboiture se trouve alors très en avant de l'emplacement souhaitable du genou.

On pourrait croire que cette attitude vicieuse peut être

compensée par une lordose qui remettrait le genou et le pied sous le mutilé pendant la marche, comme le font les malades ayant une coxarthrose avec un flessus ou une arthrodèse de hanche en flexion. Dans ce cas, il serait possible de mettre le genou dans le prolongement du moignon. Mais l'antéversion nécessaire du bassin, horizontalise la branche ischio-pubienne. L'ischion se présente sous une mauvaise incidence et se créent des contacts douloureux de cette branche ischio-pubienne avec le bord interne de l'emboiture, impossibles à supprimer par l'appareilleur.

L'amputé ne pouvant ramener la prothèse sous lui, pour que le genou soit utilisable, il faut par un artifice de construction, reporter le genou en arrière par rapport au moignon, en créant une crosse à convexité antérieure sur l'emboiture (schéma. 56).

Si la flexion de hanche est importante, la prothèse devient inacceptable du point de vue esthétique. Un échec de la rééducation amène à discuter de l'indication de l'intervention correctrice en fonction des critères habituels de la chirurgie réparatrice.

c - Arthrodèse de la hanche

Pour terminer ces notes sur la mobilité, il faut considérer le cas où elle fait complètement défaut. Il est exceptionnel que le chirurgien ait à pratiquer une arthrodèse de hanche chez un amputé. Il est plus fréquent que l'amputation doive survenir chez un patient ayant une arthrodèse de hanche.

Disons tout de suite que l'arthrodèse de hanche apporte une gêne considérable à l'amputé.

Si le moignon est court, l'absence de mobilité dans la

marche n'a pas d'importance puisque les moignons courts ne mobilisent pas la prothèse. Par contre, la brièveté facilite les déchaussements lors du passage à la position assise.

Si le moignon est long et en flexion de plus de 20° , la position assise est à peu près confortable ; mais l'esthétique de la prothèse est très discutable car l'appareilleur se trouve placé devant le problème évoqué au sujet des moignons longs en attitude vicieuse.

Là aussi, on peut être amené à reconsidérer le problème chirurgical.

Quelle que soit la longueur du moignon, si la hanche est à moins de 20° de flexion, la position assise est inconfortable d'autant que le mutilé n'a pas la ressource de s'asseoir sur le rebord du siège en repliant le genou sous lui ; les articulations prothétiques qui permettent les 120° de flexion nécessaires sont rares et le mutilé doit adopter une attitude à demi-couché en se rejetant en arrière, la prothèse tendue en avant.

Nous avons vu en bio-mécanique que la variabilité de l'angle du tronc et de la cuisse apporte à l'amputé une souplesse d'attitude qui permet le déplacement du centre de gravité G et donc de la ligne G S par rapport à l'articulation du genou O favorisant la stabilité de la prothèse à différentes allures. La fixité de l'angle du tronc et de la cuisse $\overset{\frown}{GHO}$ par l'arthrodèse complique le problème de l'allure convenable de marche chez l'amputé et l'oblige bien souvent à un rythme unique de déplacement.

L'ankylose ou la raideur de la hanche en abduction

n'entraîne pas de grosses difficultés de construction.

Si l'on garde le bassin horizontal dans le plan frontal, le départ en abduction de la prothèse crée des défauts d'esthétique comparables à ceux de la flexion. Pour éviter cela, bien des prothésistes construisent la prothèse plus courte que l'autre membre, sans tenir compte de l'abduction de la hanche. Le blessé met le membre inférieur sain en adduction ce qui rapproche les 2 cuisses, le moignon ankylosé est vertical, le bassin oblique, et le rachis en inflexion latérale pour rattraper à peu près l'horizontalité des épaules et du regard (schéma. 57).

Cette position est confortable au niveau de la prothèse éloignant la branche ischio-pubienne de l'entrée, diminuant les contraintes du moignon, par rapprochement du centre de gravité de la ligne des appuis dans l'appareil.

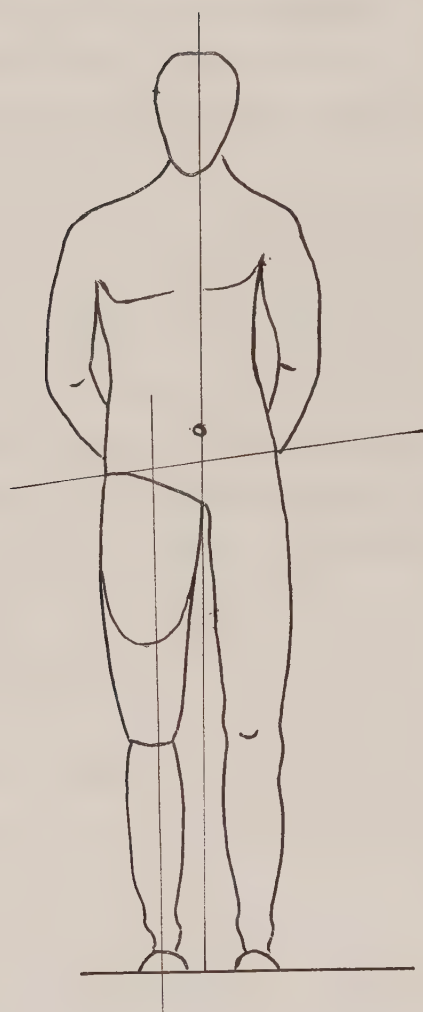
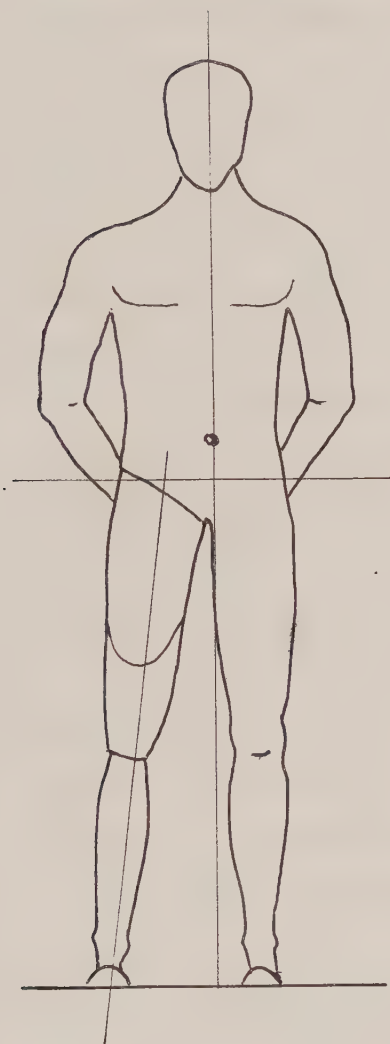
L'inconvénient de l'attitude anormale de la hanche opposée et du rachis n'est pas perçue tout de suite, aussi le blessé s'en déclare-t-il satisfait.

Il faut savoir faire accepter le compromis nécessaire qui sauvegarde au maximum l'avenir articulaire rachidien et coxal en donnant à l'emboiture la direction qui conserve un peu d'abduction apparente et qui réhorizontalise en partie le bassin.

Parfois, on devra recourir à la chirurgie pour rendre l'appareillage possible.

B - La motricité .

Elle est affectée par l'intervention. Mais l'importance de la perturbation est en rapport avec la disparition des insertions musculaires distales.



schémas 57

Avec un moignon très long, sur Gritti ou Calender, seuls les ischio-jambiers, le droit antérieur, le droit interne, le couturier, la fascia-lata privés de leurs insertions habituelles sont gênés dans leur contraction. Mais la motricité du moignon est toujours assurée par les muscles principaux : le psoas pour la flexion, les fessiers pour l'abduction et l'extension et les adducteurs pour l'adduction.

Au fur et à mesure que la section osseuse est plus haut située, les adducteurs puis le grand fessier sont atteints. Il peut alors ne rester d'intacts que le moyen fessier et le psoas.

Dans quelle mesure la diminution de la motricité peut-elle gêner, perturber la marche de l'amputé ? En fait, moins qu'on ne pourrait le penser car bien avant que ne se fasse sentir l'insuffisance de force, la brièveté du levier intervient pour rendre inefficace toute action musculaire.

Cette action musculaire prend toute sa valeur à deux moments de la marche :

- pendant la phase pendulaire pour déplacer la prothèse ;
- pendant la phase d'appui pour stabiliser le bassin et "peut-être" pour aider à la propulsion.

Le déplacement de la prothèse ne met en jeu qu'une force musculaire réduite, il est démarré par une action du psoas, intact. L'insuffisance de liaison entre l'emboiture et le moignon pourrait diminuer cette action, sans amener de gêne notable puisque le mouvement de la prothèse peut être ensuite pendulaire.

Pendant la phase d'appui, l'action musculaire est im-

portante si elle peut s'exprimer efficacement. Lorsque le moignon est court, deux raisons l'en empêchent, comme nous l'avons vu en bio-mécanique, l'accroissement insupportable des pressions, la mauvaise orientation des forces de stabilisation.

3° - La contractilité

Elle est appréciée par la palpation. C'est la possibilité pour les muscles restés sur le moignon de se contracter sur stimulus volontaire ou sur stimulus intérieur à une chaîne automatique de contraction.

Il en résulte une variation de formes difficiles à décrire qui dépend de la technique chirurgicale. Cette variation de formes, si minime soit-elle, peut aider à la contention de l'appareil en plaquant la peau et les muscles contre les parois de l'emboiture. On peut constater cet effet en demandant à un blessé qui se contracte de retenir sa prothèse pendant qu'on tente de la lui enlever. La contraction simultanée des muscles du moignon est souvent suffisante pour qu'on ne puisse la lui retirer.

Les contractions sont-elles volontaires à chaque pas ? Sont-elles volontaires au début puis devenues automatiques, incorporées dans une chaîne motrice ? Sont-elles d'emblée existantes parce que les muscles du moignon ont conservé leur programme de contractions comme s'ils avaient encore la jambe à mouvoir ?

Il est difficile de choisir parmi ces hypothèses. On sait qu'il existe une activité électrique des muscles du moignon pendant la marche. Celle-ci serait d'autant plus proche de la normale que les muscles retrouvent un point d'insertion distal sur le

fémur.

Tous les amputés possèdent plus ou moins la possibilité de déclencher volontairement leur contraction. Cependant, il existe une sorte d'adresse constitutionnelle, un "sens musculaire" qui en favorise la réussite.

Cette contraction est intéressante à obtenir ou à entretenir, elle joue sur la vie du moignon, sa trophicité, son bon état et elle aide incontestablement le mutilé à maîtriser sa prothèse, notamment dans les variations journalières du volume. Cependant l'intensité de cette contraction répétée reste sûrement peu importante car des contractions volontairement puissantes au cours de la rééducation ou pour maintenir une emboiture par trop désadaptée, déclenchent une fatigue locale, une fatigue mentale puis des douleurs fantômes même chez ceux qui n'en avaient jamais eu, qui font arrêter les exercices ou supprimer le port de l'appareil.

4° - L'indolence

I) LA DOULEUR

Nombreuses sont les causes qui peuvent faire souffrir un amputé. L'énumération sans systématisation a été longtemps génératrice de confusion dans les opinions thérapeutiques.

P. MAURER et M. BOMBART ont proposé une classification à la suite de leurs études sur les douleurs du moignon dans le service du Professeur MERLE D'AUBIGNE.

Elle permet de prendre une attitude thérapeutique raisonnée dans la plupart des cas tout en montrant le flou inévita-

ble au frontières des classifications.

Des moignons parfaitement constitués peuvent être le siège de troubles douloureux d'origine cutanée ou non. La technique chirurgicale n'est pas en cause. Il s'agit là de maladies du moignon par défauts de soins et d'hygiène ou par une mauvaise prothèse.

D'autres moignons sont manifestement défectueux. Le défaut tient à une malfaçon chirurgicale primitive. Ce défaut peut porter sur tous les constituants anatomiques du moignon : la peau, la cicatrice, les vaisseaux, les nerfs, les aponévroses, les muscles, l'os et l'articulation sus-jacente.

Des moignons, à l'opposé, peuvent être parfaitement réalisés et être douloureux. Cette douleur semble due à la section de troncs de nerfs mais aussi de toutes les petites branches nerveuses sensitives. Nous disons "semble due" car, et ce n'est pas un des moindres mystères de ces moignons douloureux, l'enfant qui peut bien entendu avoir un moignon défectueux ne présente jamais ce genre de moignon douloureux.

Ainsi, nous distinguons :

A) Les douleurs par maladie du moignon bien constitués primitivement, survenues après l'amputation. L'origine en est externe.

B) Les douleurs par moignon défectueux. Macroscopiquement, la douleur peut être attribuée à une malfaçon ou une altération spontanée. L'origine en est interne.

C) Les douleurs des "moignons douloureux" proprement dits. L'origine en est discutée.

A - Les maladies de moignons bien constitués

Il s'agit le plus souvent de :

a - Troubles cutanés proprement dits

- α) par défauts d'hygiène entraînant des dermites, des folliculites, des mycoses cutanées.
- β) par sudation importante entraînant des macérations et des ulcérations.
- γ) par des frottements dus à une prothèse mal adaptée ou désadaptée créant des plaies plus ou moins infectées.
- δ) par un eczéma dû à une sensibilisation à l'un des constituants de la prothèse.

b - Troubles intéressant les parties molles

- α) par une striction due à la prothèse en une région quelconque du moignon. Cette striction est génératrice d'œdèmes, de stase qui provoquent l'apparition de cyanose, de sclérose, de suintement et de dermite.
- β) par des appuis excessifs dans une emboiture mal adaptée, créant des plaies, des points ou des zones douloureuses du moignon.

Ainsi les maladies des moignons sont des évènements surajoutés dont la cause extérieure peut être bien connue et dans

la presque totalité des cas, bien combattue.

B - Les moignons défectueux

Les défauts des moignons peuvent être le fait de la chirurgie ou de dispositions naturelles créant des événements plus ou moins contingents ou encore le fait de l'infection.

Ainsi, on peut énumérer :

a) les cicatrices vicieuses dont les défauts majeurs sont :

- l'invagination, cause de macération,
- l'adhérence aux plans profonds : cause de douleur et d'ulcération.

b) les moignons trop étoffés

Les moignons très étoffés d'une façon globale sont assez difficiles à appareiller car le logement exact des parties molles dans l'emboîture n'est pas aisé.

Tant que le volume reste constant, il n'y a pas d'ennuis trophiques à redouter, mais tout amaigrissement se traduit par un allongement du sac cutané donnant une exubérance des parties molles distales pratiquement toujours sujettes à des stases périphériques, siège de troubles trophiques, de dermites.

Il en est de même des moignons "à oreilles" importantes ou des moignons en massue.

c - Les attitudes vicieuses

En plus des raisons habituelles de la mise en attitude vicieuse :

- non utilisation quotidienne des amplitudes

- nouvel équilibre tonique,

il faut penser aux tensions des sutures chirurgicales, à certaines adhérences distales de plans qui devraient être des plans de glissements, ou encore à certaines irritations nerveuses inconscientes parce que fuies par le blessé mais qu'on peut parfois déclencher par la palpation, ou des extensions forcées.

d - Les exostoses

Elles sont dues à une mauvaise suture du périoste lors de l'amputation. Les exostoses postérieures ou internes sont rarement gênantes et souvent découvertes au cours de palpation du moignon ou à la suite de radiographies pour tout autre cause. Cependant, chez l'enfant, elles posent des problèmes du fait de la croissance.

Les exostoses antérieures ou externes, moins recouvertes, sont un peu plus fréquemment la cause de douleurs et doivent parfois être abrasées si l'appareilleur ne peut éviter la compression des masses molles entre elles et la prothèse.

e - Les ulcérations

Elles sont assez fréquentes, accompagnant les désunions de cicatrices, les cicatrices vicieuses, les troubles trophiques. Elles se présentent sous l'aspect de simples ulcérations très superficielles ou d'ulcérations profondes.

f - Les troubles trophiques

Ils apparaissent :

- à la suite de défauts de vascularisation artérielle chez les artéri-tiques
- à la suite de vascularisation veineuse excessives (canal médul-laire non obturé avec exubérance de parties molles chez la plupart)
- les séquelles de phlébites
- pour des raisons nerveuses comme la poliomyélite.

g - Les névromes développés en mauvaise situation dus à une malfaçon constatée à la réintervention

Ceux-ci inclus dans le tissu cicatriciel, tirillés ou irrités par toute action musculaire avec ou sans prothèse créent une douleur localisée ou encore une douleur avec irradiation descen-dante. Il faut noter que la réintervention n'est cependant pas toujours nécessaire et que parfois ces douleurs sont tolérables notamment avec un aménagement de la prothèse.

h - L'infection

Toute ulcération est infectée, mais il existe parfois des infections profondes intéressant l'os aussi bien que les parties molles. Elles sont heureusement assez rares.

C - Les moignons douloureux proprement dits

Il s'agit de ces moignons douloureux présentés seule-ment par les adultes et chez lesquels aucune malfaçon macroscopique

n'a pu être retrouvée à la réintervention.

Le névrome, mode de cicatrisation normale du nerf sectionné, n'est pas pathologique par lui-même. Il ne crée des douleurs que s'il est tirailé, comprimé, irrité par les tissus périphériques. Ceci n'est pas réalisé s'il est en tissu sain. Or même dans ce dernier cas; il existe parfois des douleurs du moignon. Il faut alors penser que de nombreux filets du système sympathique sont le siège d'une irritation déclenchée par un facteur externe quelconque et auto-entretenu par des vasoconstrictions ou des vasodilatations réflexes.

Certaines de ces douleurs sont exacerbées ou simplement accrues par des phénomènes émotionnels. Il paraît difficile d'accepter que ces douleurs inexplicables soient le fait de psychopathes. Citons encore P. MAURER :

"Certains malades ont plusieurs lésions, une seule est douloureuse.

Dans ce cas, le malade décrit le trajet de sa douleur, le long des troncs nerveux, sans commettre d'erreur anatomique.

L'exemple de l'échec des traitements locaux suivis immédiatement d'une sympathectomie qui entraîne la "guérison" élimine le côté placebo de l'intervention".

Par contre, la douleur a un retentissement psychique certain et cette atteinte psychique retentit à son tour sur la douleur,

l'aggravant parfois ou l'incrutant dans la représentation cérébrale que s'en fait le malade. Cette représentation cérébrale peut dominer la scène et majorer les manifestations douloureuses ou exister pour son propre compte.

Ce dernier phénomène peut être la cause de certaines douleurs fantômes, où les excitations normales recueillies par les nerfs du moignon et semblant provenir du membre disparu, inquiètent le blessé jusqu'à lui faire "intégrer" comme des douleurs, des sensations auxquelles il ne porterait pas attention s'il en comprenait l'origine.

II) CONDUITE A TENIR DEVANT UNE DOULEUR DE MOIGNON

Il est difficile de donner des indications thérapeutiques précises, un même défaut pouvant, en raison de son importance, être traité par des aménagements de la prothèse, des soins médicaux ou des retouches chirurgicales.

Dans le service du Professeur MERLE D'AUBIGNE, le Professeur Ag. MAURER et le Professeur Ag. BOMBART, auxquels nous avons emprunté de larges extraits dans la rédaction de ce chapitre sur la douleur, ont tendance à pousser les indications opératoires chez les sujets jeunes et au contraire à s'efforcer de résoudre tant bien que mal les différents problèmes par des traitements médicaux et des modifications de la prothèse chez les sujets âgés et surtout chez les artéritiques.

En général, il vaut mieux commencer par des aménagements prothétiques ou des soins médicaux s'il y a lieu. Ce peut être la solution et s'il faut opérer, l'état local en aura bien souvent

été amélioré, de sorte que la reprise chirurgicale se fera dans de meilleures conditions.

Cependant, quelques règles d'orientation thérapeutiques peuvent être suivies :

a) Bien souvent, la cause de la douleur est apparente

α) Les maladies du moignon bien définies, ont pour origine des défauts prothétiques, des défauts d'utilisation prothétique ou des défauts d'hygiène. La sanction évidente impose de remédier au défaut prothétique et de traiter la lésion : hygiène stricte, nettoyage et protection des plaies, antibiotiques, s'il y a lieu arrêt du port de l'appareil, traitement des dermites, recherche de l'agent stabilisateur (ne pas oublier que bien des dermites disparaissent avec une amélioration du contact dans la prothèse) "tannage" de la peau par alun, formol, alcool méthylique ou acide borique pour les sudations excessives.

β) Les défectuosités, à l'exception du névrome inclus dans le tissu cicatriciel, sont également apparentes. L'aménagement prothétique ou la réfection chirurgicale s'imposent d'eux-mêmes.

b) Plus difficile est de faire le diagnostic entre le moignon défec-
tueux par névrome inclus et le moignon douloureux propre-
ment dit

En fait, on peut se trouver en présence de quatre types de douleurs :

α) La douleur est de type électrique, avec irradiation des-
cendante pouvant aller dans le membre fantôme. Elle n'est pas spon-

tanée mais provoquée par la palpation, l'appui dans la prothèse, la mobilisation des masses molles ou de l'articulation sus-jacente.

Il s'agit d'un névrome douloureux car développé dans une zone cicatricielle.

Selon l'intensité de la douleur et la gêne qu'elle provoque, on aura recours :

- à la chirurgie en sectionnant le nerf plus haut pour que le nouveau névrome se forme en tissu sain,
- aux médicaments psychotropes anti-anxiogènes ou anti-dépresseurs selon le type de retentissement psychique de la douleur, avec d'autres soins médicaux du type : infiltrations locales de xylocaïne avec ou sans hydrocortisone suivies de martelage au marteau caoutchouc, ou encore d'ultra-sons, d'acupuncture, de radiothérapie,
- à l'aménagement de la prothèse chaque fois qu'il est possible pour éviter une pression sur le point sensible.

β) La douleur est spontanée, siégeant dans le membre fantôme

Le membre fantôme existe chez tous les amputés, à l'exception des amputés congénitaux et des jeunes enfants.

C'est la sensation nette qu'a l'amputé de toujours avoir son membre que ce soit au repos ou en activité. Ce membre fantôme non douloureux peut se présenter en bonne position, c'est-à-dire en extension debout et en flexion assis. Il arrive qu'il soit en position anormale, genou très fléchi sans possibilité mentale de le mouvoir avec la cheville plus ou moins en éversion ou en inversion, les orteils fléchis.

Ce membre fantôme en bonne position ou en position

anormale n'est en général pas douloureux ; il disparaît dans la plupart des cas en quelques années. Parfois, le membre fantôme peut être douloureux. La douleur est à type de crampe, de broiement, de brûlure, de douleurs identiques à celles qui accompagnaient l'accident ou la maladie causale. C'est une douleur très différente de la douleur provoquée dans le membre fantôme par la palpation du névrome. Elle est spontanée, évoluant par crises, disparaissant ou semblant ne pas préoccuper le blessé à certains moments, notamment lorsqu'il est absorbé par son activité, réapparaissant ensuite parfois le soir et le plus souvent pendant la nuit, gênant le sommeil.

Le traitement de ces douleurs fantômes est à la fois psychologique et médicamenteux. On commence par une explication à la portée du malade sur les raisons de ses douleurs. On prescrit ensuite les médicaments psychotropes convenables anti-anxiogènes ou anti-dépresseurs (parfois une association des deux) auxquels on peut ajouter des sympatholytiques ou des ganglioplégiques.

Le port de la prothèse, lorsqu'il est possible très précocement, parvient souvent à faire régresser ou disparaître ces douleurs. En fait, les douleurs rebelles ont toujours dans leur passé une longue période pendant laquelle elles n'ont pas été traitées. "Il semblerait bien là que leur représentation cérébrale, puissamment installée pour son propre compte, soit à "l'abri" de toute attaque thérapeutique".

En cas d'échec de ces traitements médicaux et devant

des douleurs très perturbantes, il faut recourir non à une intervention locale de principe, sur un névrome en tissus sains qui donne 60 % d'échec dont 20 % d'aggravation mais à une sympathectomie dorso-lombaire étendue qui peut donner 75 à 80 % d'amélioration ou de guérison.

¶) Une douleur électrique spontanée ou provoquée par la pression dans la région du névrome donnant une irradiation ascendante et suivant très précisément le trajet des troncs nerveux en cause ; elle caractérise l'algie ascendante.

Ce type de douleur n'est que peu sensible à l'intervention locale, moins de 40 % des cas améliorés par la résection du névrome et 20 % des cas sont aggravés. Il est préférable de recourir à la sympathectomie qui donne aussi 75 à 80 % d'amélioration ou de guérison. Cependant, cette intervention ne doit être pratiquée que si l'on n'a pas obtenu de résultats avec des infiltrations répétées du tronc nerveux à la xylocaïne ou encore avec du martelage prolongé du névrome, préalablement anesthésié par des infiltrations locales.

§) La causalgie, bien connue, existant dans le membre fantôme mais pouvant intéresser le moignon, la fesse et même irradier jusqu'aux lombes et à l'autre côté. Elle évolue par crises atroces avec permanence d'un fond douloureux à type de brûlures, d'arrachements. Elle est plus importante la nuit que le jour, mais les crises sont déclenchées par n'importe quel phénomène brusque, y compris les chocs psychologiques.

Les traitements opératoires sont décevants : sympathec-

mie, 40 à 50 % d'amélioration ou de guérison. La cordotomie, intervention encore envisagée par les neurologues, n'est guère plus efficace, les douleurs, disparues pendant un certain temps, réapparaissent aussi intenses.

Quant à la lobotomie, les séquelles en sont si importantes qu'on ne la préconise plus.

Il faut prolonger pour ces malades, le traitement médical au maximum et ne se résoudre à l'intervention qu'après avoir tout épuisé.

CHAPITRE III

L'APPAREIL DEFINITIF

A - DESCRIPTION

Il est attribué, au mutilé, lorsqu'on pense que le moignon a terminé son évolution volumétrique.

Il répond à une description d'un cahier des charges tant dans sa fabrication et l'utilisation des matériaux que dans sa constitution.

Il en existe de nombreux modèles. Nous décrirons les principaux en usage.

Quelque soit le modèle, il comprend :

- trois éléments principaux qui sont :

- . l'emboiture
- . le genou
- . le bas de jambe avec la cheville et le pied
(ces deux derniers éléments pouvant être remplacés par un pilon)

- des éléments facultatifs qui sont les moyens de suspension : la pièce de hanche, la ceinture, le baudrier, le bandage, la bretelle.

I - L'EMBOITURE

C'est un alvéole recevant le moignon et destiné à transmettre les forces du fait de l'amputé et les réactions du sol à l'amputé.

Trois types sont classés en fonction de l'intimité des rapports entre le moignon et cette emboiture :

1°) l'emboiture classique ou conventionnelle

2°) l'emboiture à adhérence

3°) l'emboiture à contact total.

Quelle que soit l'emboiture, elle comprend :

- une entrée avec à la partie postérieure une assise destinée à recevoir l'ischion par lequel se fait le principal de la transmission du poids.
- le corps de l'emboiture, délimité par des parois antérieure, postérieure, interne, externe et par un fond.

1°) L'emboiture classique

Le moignon est seulement en contact avec les parois à sa racine, il est libre, en "battant de cloche" partout ailleurs (schéma 58).

L'entrée de forme circulaire ou ovoïde comprend un

évasement postérieur servant d'appui fessier. Les parois présentent de larges orifices internes et externes permettant le chaussement aisé à l'aide d'un bonnet à moignon.

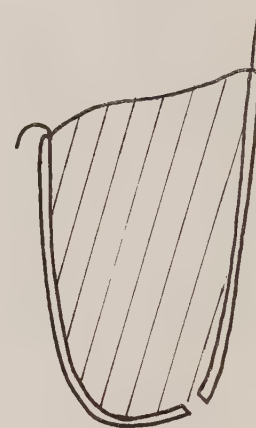
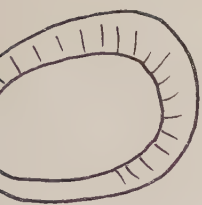
Ce type d'emboiture est réalisé en duralumin, en polyester ou en bois, le matériau utilisé dépendant du système de fabrication propre à l'appareilleur. Il présente quelques avantages : le chaussement est facile, la fabrication en est rapide et n'exige pas de nombreux essayages.

Les inconvénients sont importants :

a) l'assise ischiatique n'étant pas véritablement marquée, il existe une tendance au glissement de l'ischion en avant dans l'emboiture, de sorte que la branche ischio-pubienne vient porter sur le bord interne de l'entrée. Pour éviter cet appui douloureux, le mutilé marche en abduction ou encore, n'entrant pas complètement dans son emboiture, interpose un bourrelet plus ou moins circulaire à la racine de la cuisse, générateur de troubles cutanés.

b) l'insuffisance de solidarité entre l'appareil et le moignon entraîne une gêne dans la commande des déplacements de la prothèse et une impossibilité de stabiliser le bassin pendant la phase d'appui unipodal.

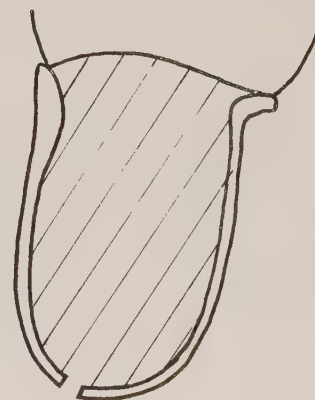
c) ce même défaut de solidarité exige que la prothèse soit maintenue en place par une ferrure latérale appelée "pièce de hanche" reliée à une ceinture en cuir et par des moyens de suspension tels que bretelles ou baudriers (ce qui ne contribue pas peu à l'inconfort du mutilé).



schémas 58



schémas 59



schémas 60

2°) Emboiture à adhérence

Les parois de l'emboiture sont plaquées au moignon sur toute leur surface, à l'exception du fond. Il existe ainsi une chambre fermée par une valve à sa partie inférieure (schéma 59).

L'entrée de l'emboiture ne correspond pas à une section de la cuisse à sa racine. On lui donne une forme plus polygone, quadrilataire, généralement un trapèze à base externe.

Cette forme correspond à celle que prend naturellement la racine de la cuisse lorsqu'elle est soumise à une pression périphérique homogène à celle qu'elle supporte lors de l'appui dans l'emboiture.

Cette entrée quadrilataire a aussi pour avantage d'éviter les rotations de la prothèse sur le moignon.

L'entrée crée un léger serrage à la racine de la cuisse faisant, en contrepartie, saillir en dessous les masses molles. Celles-ci acceptent bien la déformation qui leur est imprimée pourvu qu'on respecte certains impératifs comme ceux du logement des adducteurs en contraction.

La forme des parois, tenant compte de cette saillie présente sur toute la hauteur une légère concavité, à l'exception de la paroi externe qui est pratiquement rectiligne car elle doit être parallèle au bord externe du fémur pour supporter la pression de celui-ci dans l'appui unipodal.

Quel que soit l'amaigrissement du moignon, il sub-

siste toujours un tissu cellulo-grasieux dont l'importance, par rapport aux muscles restants, rend plus ou moins facile l'adaptation du moignon à la forme de l'entrée. Les entrées présentent dans leur forme trapézoïdale de nombreuses variantes, de la plus étranglée à la plus carrée.

Pour éviter tout bourrelet nuisible dans la région génito-crurale, la paroi interne doit remonter jusqu'au périnée mais ne pas venir au contact de la branche ischio-pubienne. Elle doit être légèrement évasée et former avec la paroi antérieure, un angle ouvert pour loger les adducteurs au moment de leur contraction : cette dernière produit une véritable corde oblique en bas et en dehors qui risque d'être le siège de douleurs si elle croise l'entrée au lieu d'être appuyée sur toute sa longueur contre la paroi.

L'extrémité supérieure de la paroi postérieure est constituée par l'assise.

L'assise est destinée à recevoir la majeure partie du poids du sujet. L'ischion en transmettant de 40 à 60 %, la fesse s'accrochant sur le bord de l'assise doit en transmettre de 20 à 40 %. Le reste, le cas échéant, étant reçu par l'appui surfacial du moignon dans l'emboiture. La différence des pourcentages est fonction de la forme de l'emboiture et de l'entrée et, dans une certaine mesure, du hasard des creusements de l'emboiture.

L'assise doit être horizontale, lorsque le blessé est debout, jambes écartées d'une dizaine de centimètres. Son bord

antérieur doit être suffisamment arrondi pour ne pas faire porter la fesse sur une arête qui provoquerait une sensation de brûlure. Le bord postérieur doit être parallèle au plan frontal pour reposer à plat sur un siège sans provoquer de rotation du moignon.

Il faut réduire la largeur de l'assise au minimum pour limiter la gêne dans cette même position assise.

La paroi externe est arrêtée au niveau de la saillie du grand trochanter. La faire monter plus haut ne présente un intérêt qu'en cas de moignon très court car cela aide à la contention de l'appareil par une augmentation de la surface d'adhérence. Mais c'est aussi un inconfort pour l'amputé.

La paroi antérieure de l'entrée remonte à peu près jusqu'à l'aîne suivant une découpe assez parallèle au pli de flexion pour assurer le confort en position assise.

Il faut se rappeler que, dans cette position assise, la butée du bord antérieur de l'entrée avec l'épine iliaque antéro-supérieure, n'est pas due à une remontée excessive de la paroi antérieure mais à un trop grand diamètre antéro-postérieur de l'entrée à cet endroit.

L'orientation des pentes des parois doit respecter les règles suivantes :

- l'assise étant horizontale, la paroi interne est verticale, la paroi

externe est oblique de haut en bas, de dehors en dedans et légèrement d'arrière en avant.

- les parois antérieures et postérieures sont obliques d'arrière en avant.

La direction générale de la cavité est difficile à définir géométriquement. L'œil a cependant l'impression nette qu'elle est presque verticale, oblique d'arrière en avant et de dehors en dedans.

Cette inclinaison met le moignon en flexion et adduction.

a) Flexion

La flexion est d'autant plus importante que le moignon est plus court. Elle varie de 5 à 30°. C'est un fait d'expérience que le blessé ne trouve pas son confort tant qu'on ne lui a pas donné la flexion dont il a besoin.

Ce confort dans l'emboiture est dû vraisemblablement :

- a) à l'augmentation de la surface d'appui du moignon ;
à mesure qu'il se fléchit, le blessé s'assied dans sa prothèse.
- b) au fait que l'amputé a besoin d'une "garde" d'amplitude et qu'une position moyenne lui permet d'assurer avec plus de sécurité le contrôle de sa hanche dans le plan de flexion et d'extension d'autant que s'il était à la limite de l'extension (il est fréquent que l'extension

soit diminuée chez les amputés) il serait obligé d'amorcer son pas postérieur avec une lordose.

γ) au fait que l'équilibre tonique des extenseurs et des fléchisseurs créant pour tous les niveaux d'amputation une position préférentielle, il importe de la respecter sinon la tension permanente des fléchisseurs plaquerait la face antérieure du moignon contre l'emboiture quelque soit la phase de marche. La pression continue deviendrait vite insupportable.

b) Adduction

Les raisons évoquées pour la flexion sont en parties valables pour d'adduction. Le fémur est relativement libre à l'intérieur du moignon. Il se mettrait en abduction si les parois de la prothèse ne le contraignaient à rester en adduction ce qui donne aux abducteurs une tension efficace, voisine de la normale.

Tant que le moignon est plus long que la moitié de la cuisse, la mise en adduction est possible. Mais pour les moignons plus courts, le déséquilibre tonique des abducteurs-adducteurs n'est plus compensé par la rotation du bassin autour de l'axe antéro-postérieur et la tension constante des abducteurs non égalée par une tension équivalente des adducteurs crée une pression constante sur la face externe du moignon. L'inconfort qui en résulte amène le blessé à marcher en abduction. Il faut donc pour des moignons courts creuser l'emboiture en flexion abduction.

Nous disons bien creuser et non situer en flexion abduc-

tion, une emboiture creusée verticalement. Cela ne reviendrait pas au même :

- les reliefs du moignon ne sont pas les mêmes quand il est en abduction ;
- l'assise ne serait plus horizontale ;
- la découpe antérieure de l'entrée ne conviendrait plus.

- Avantages de l'emboiture à adhérence

L'intérêt de ce type d'emboiture par rapport au précédent, réside dans le fait que les parois étant plaquées contre le moignon, le jeu entre celui-ci et l'emboiture est réduit au minimum. La maîtrise de la prothèse est plus aisée. La transmission des forces se fait sans retard, sans dissipation d'énergie et dans de bonnes conditions mécaniques. Cette adhérence de l'emboiture au moignon a pour effet d'assurer la contention de la prothèse sans qu'il soit nécessaire d'ajouter des moyens de suspension. Il suffit au blessé de contracter les groupes musculaires pour les plaquer d'une façon étroite contre l'emboiture. Cette contraction répétée entretient efficacement la trophicité musculaire.

- Inconvénients

Cette emboiture, pour être bonne, ne doit pas serrer le moignon mais être juste adaptée à ses formes. Or la présence de la chambre inférieure peut permettre des erreurs d'appréciation de serrage. Un moignon peut ainsi entrer assez bien dans une emboiture trop serrée, une partie des masses molles étant tirée vers l'extrémité. Le serrage qui s'en suit crée une gêne circulatoire à partir

du niveau où il existe. Celle-ci se traduit à la longue par une cyanose donnant une sorte de cupule violacée de l'extrémité du moignon. Elle se traduit également par une fibrose des tissus ischémiés accompagnée de troubles cutanés du type eczéma, kératose ou dermite qui peuvent ultérieurement s'infecter.

Si les mesures du moignon ont été bien respectées, on peut se trouver quand même en présence de ces troubles trophiques. Certains moignons, plus que d'autres, installent une stase liquidienne de leur extrémité, en position verticale. Cette stase crée un oedème qui fait auto-serrage et qui nous ramène aux inconvénients précédents.

Il a été souvent parlé de succion à propos des emboitures à adhérence. Ce terme ne correspond pas à la réalité. La chambre est pratiquement à la pression atmosphérique. Lorsque le blessé s'appuie dans sa prothèse, il s'enfonce toujours un peu par écrasement des masses au niveau des appuis, comprimant l'air contenu dans la chambre. A ce moment, la pression de la chambre est même supérieure à la pression atmosphérique. Quand il soulève sa prothèse dans la phase d'oscillation, celle-ci en raison de la mobilité cutanée, glisse un peu par rapport au moignon ; la chambre s'agrandit donnant une pression légèrement inférieure à la pression atmosphérique. Un calcul simple montre que cette pression et cette dépression alternative n'excèdent pas quelques grammes par cm^2 (loi de Mariotte). Au pire, ce qui n'arrive jamais, la dépression pourrait être égale au poids de la prothèse divisé par la

surface de la projection de l'extrémité libre du moignon. Ce n'est donc pas une succion qui attire le sang vers la surface cutanée comme dans une ventouse. Pour bien montrer qu'il s'agit dans ce cas du serrage et non d'une succion, il suffit de se rappeler que ces troubles apparaissent même si la chambre est ouverte. On le réalise facilement en retirant la valve obturatrice. On sait aussi que les amputés de jambe porteurs d'une prothèse conventionnelle peuvent présenter les mêmes troubles alors que le manchon est largement ouvert à la partie inférieure.

3°) L'emboiture à contact total

Il est probable que les premiers appareils pour amputés de cuisse ont dû tenter de faire transmettre le poids du corps à la prothèse par l'extrémité du moignon.

La douleur que cela produisait conduisit à rechercher un point d'appui supplémentaire, c'est l'ischion qui a pris rapidement en totalité la charge pondérale, l'extrémité du moignon restant douloureuse car les conditions d'appui terminal devaient être mal réalisées.

C'est dans les années 1945-1946 que les Américains ont repris les tentatives d'appui terminal. Ils ont constaté que l'appui en bout de moignon ne permettait que des transmissions de 2 à 3 kg, cet appui se faisait le moignon nu sur une balance. S'il était interposé une couche de sable sur la balance, la force pouvait augmenter de 1 à 2 kg. Si l'on mettait une couronne plâtrée à l'extrémité du moignon, la force transmise augmentait de 4 à 5 kg ; en remon-
tant cette couronne plâtrée très exactement tout le long du moignon, la force transmise pouvait, selon que le moignon était plus ou moins

étoffé à son extrémité, passer à 15, 20 ou 25 kg.

En fait, la douleur de l'appui terminal, signalée plus haut, provenait de ce que les masses molles pouvant s'écarter sur le côté, le fémur venait en bout écraser les tissus contre le plan dur sous-jacent. La couronne plâtrée empêchant cette fuite latérale des parties molles, interpose un coussin indéformable mais ayant une certaine souplesse entre le plan dur et l'os.

Alors a été reprise l'idée de l'appui terminal en confectionnant des emboitures à contact total. Ces emboitures ne diffèrent pas tellement des emboitures à adhérence dans ce sens que l'entrée et les pentes conservent le même aspect. Seul disparaît la chambre en bout, remplacée par un fond épousant étroitement la forme du moignon, (schéma 60).

- Avantages de l'emboiture à contact total

- la transmission en fond de prothèse d'une partie du poids du corps soulage les autres points d'appui ;

- l'inconvénient de la strangulation qu'on trouvait parfois dans les prothèses à adhérence disparaît, les parties molles ne pouvant fuir en dessous ;

- si le phénomène de contraction et son intérêt trophique sont conservés, il s'y ajoute un effet de pompe circulatoire. La succession de l'appui et de libération de cet appui dans la marche crée une chasse veineuse et, par conséquent, un appel de sang artériel ;

Ainsi, s'élimine le gros inconvénient de l'apparition de troubles tro-

phiques avec l'utilisation de prothèse à adhérence.

- cet appui terminal semble transmettre des sensations extéroceptives plus en rapport avec les perceptions normales d'appui
- l'emboiture à contact total a les mêmes avantages que la prothèse à adhérence pour ce qui concerne :

- le bon état musculaire du moignon
- la maîtrise de la prothèse
- la contention sans ceinture surajoutée.

- Avantages à distance

L'effet de pompe circulatoire peut être thérapeutique et guérir les troubles trophiques créés par des prothèses d'un type différent.

- Inconvénients

- Difficulté de fabrication : encore plus que la prothèse à adhérence, la prothèse de contact est difficile à réaliser. Reproduire en creux les formes du moignon tel qu'on le voit n'est déjà pas simple, or on déforme ce moignon notamment à l'entrée et à l'extrémité comme nous l'avons dit pour des raisons de transmission de force. Le volume doit être cependant rigoureusement identique au volume du moignon. Il n'y a plus de tolérance comme avec la prothèse à adhérence où la chambre inférieure permettait des approximations. On ne peut obtenir cette concordance de volume avec des différences de formes que par tâtonnements et approches successives.

La difficulté de réaliser un contact juste suffisant tient également au fait que le poids du sujet est transmis en deux

points de niveau différent, l'ischion et l'extrémité du moignon créant ce qu'on appelle en mécanique, un système hyperstatique.

Si le système était parfaitement rigide, il serait impossible de faire appuyer à la fois l'ischion et l'extrémité du moignon. Ou le poids serait supporté par le point supérieur ou il serait supporté par le point inférieur, tout appui sur un des deux points dégageant l'autre.

Dans la réalité, le système n'est pas rigide et la souplesse des tissus permet une certaine répartition du poids entre les deux niveaux, cette répartition est inconnue à l'avance et la bonne exécution de l'emboiture ne procède, là encore, que du coup de main de l'appareilleur.

- Difficultés de chaussement : dans le chaussement de la prothèse à adhérence, les masses molles sont tirées sans difficulté vers le bas. Elles se répartissent convenablement et avec facilité grâce à la présence de la chambre, par tractions successives sur le pourtour du jersey de chaussement.

Il n'en va pas de même dans la prothèse de contact où l'absence de chambre oblige le jersey à être tangentiel à l'extrémité du moignon, le contraignant sous un angle défavorable.

Enfin, en raison de l'ajustement, le plus petit oedème du moignon peut rendre la traction sur le jersey très pénible. Cette difficulté peut amener à contre-indiquer la prothèse de contact.

- Adaptation exacte difficile à conserver : toute variation de volume du moignon altère considérablement la fonction :

- s'il y a amaigrissement : l'ischion glisse en avant de l'assise, le blessé s'enfonce dans la prothèse, l'appui devient excessif en bout du moignon, l'effet de pseudarthrose avec les parois joue à plein.

- si le moignon grossit : il devient impossible de le rentrer complètement dans l'emboiture, l'ischion ne s'appuie sur l'assise que par l'intermédiaire d'un bourrelet et le contact en bout n'est pas obtenu.

L'impossibilité de compensation à toute variation de volume est pour les porteurs d'emboiture de contact un inconvénient très important.

Emboiture de contact à volume variable

La solution réside dans la fabrication d'emboiture de contact à volume variable.

Des études sont actuellement en cours pour la création de tels dispositifs, celle-ci devient théoriquement possible à la suite de la constatation que le moignon qui a maigri ou augmenté de volume n'est pas homothétique du moignon initial. Certaines régions du moignon "fondent" ou grossissent plus que d'autres. Il en est ainsi de toute la face antéro-interne de la cuisse.

Si, dans l'emboiture, on interpose entre cette région du moignon et la paroi, une poche gonflable, on peut, dans des limites qui restent assez étroites, compenser les variations de volume en gonflant ou en dégonflant ce dispositif pneumatique. Il faut noter qu'un avantage secondaire de ce dispositif est que l'emboiture n'ayant plus besoin d'être ajustée, le chaussement de la prothèse

en est facilité.

Notons enfin que si la poche appuie sur la région du triangle de Scarpa, cela ne présente pas d'inconvénient car la fémorale superficielle n'est plus perméable. En tout état de cause, la pression du dispositif pneumatique est toujours inférieure à la pression diastolique. Il s'agit de raisons simples de confort qui font que nul ne supporte au delà de quelques minutes un serrage de pression supérieure.

Ce procédé, théoriquement très séduisant, présente encore quelques difficultés technologiques.

B - LES MATERIAUX UTILISES

Les emboitures classiques sont faites en duralumin ou en bois.

Les emboitures à adhérence ou à contact total sont faites en bois ou en plastique (polyester, araldite).

Le duralumin a été choisi pour sa légèreté, alliée à une bonne résistance. Il est facile à travailler mais exige une grande qualification professionnelle de l'ouvrier utilisateur. Les retouches ne peuvent être faites qu'en nombre limité.

Les emboitures en bois sont creusées par le prothésiste selon des gabarits d'entrée et aux formes supposées du moignon en appui dans la prothèse. La possibilité qu'offre le bois d'effectuer des adjonctions par collage, la facilité de son façonnage qui permet des retouches successives jusqu'à l'obtention de la bonne forme, enfin son prix de revient modique en font encore le matériau de choix.

Les emboitures en matière plastique sont obtenues à partir d'un moulage du moignon. La difficulté de prendre un moulage sur des masses molles dont on veut orienter la forme n'est pas mince ; malgré l'avènement du plastique depuis plusieurs années déjà, elle a fait reculer son utilisation jusqu'à 2 ou 3 ans. L'emboiture en plastique reproduisant le moule en plâtre n'autorise pratiquement pas les retouches. L'emboiture mal adaptée fait recom-

mencer toutes les opérations.

La solution à ces difficultés réside dans la confection d'un moule négatif en plâtre servant d'emboiture, montée sur un bas de jambe. Cette emboiture peut en quelques jours, être adaptée par des retouches au moyen de bouillies plâtrées ; lorsqu'elle est convenable, on en "tire" le positif qui permettra la confection de l'emboiture en plastique.

L'avantage de ce mode de fabrication tient aux faits suivants :

- l'emboiture peut être façonnée par le thérapeute qui peut mieux que l'ouvrier prothésiste, tenir compte de certaines particularités anatomiques ou physiologiques,
- la bonne adaptation de l'emboiture est faite à partir d'une utilisation réelle de celle-ci,
- les retouches de l'emboiture en plâtre sont aisées, son rejet, le cas échéant, peut couteux,
- la fabrication d'une emboiture en plastique fidèle est facile, n'exige pas de qualifications professionnelles (mais demande cependant la mise en œuvre d'un matériel important).

C - INDICATION DU TYPE DE L'EMBOITURE

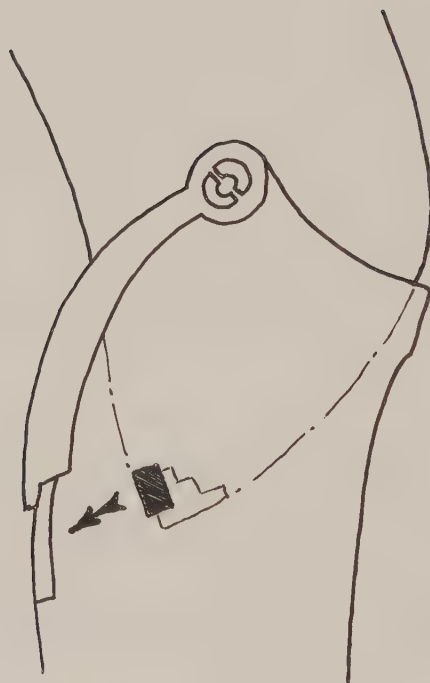
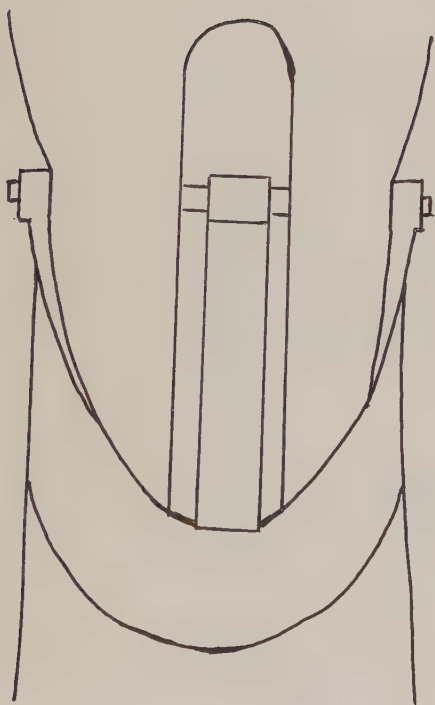
Si nous avons décrit trois types d'emboiture, c'est qu'ils sont en usage. A la vérité, la prothèse à adhérence ne se justifie plus.

L'emboiture classique est réservée au moignon très maigre et au mutilé qui ne pourrait faire les frais de l'effort de chaussement d'une emboiture à contact.

L'emboiture de contact peut être prescrite pour toutes les autres formes du moignon. Un aménagement convenable de l'emboiture permet toujours de jouer entre la répartition des poids à l'ischion et à l'extrémité du moignon, de sorte qu'on peut conserver le bénéfice du contact total avec une pression terminale aussi réduite que nécessaire (il n'en reste pas moins certain que les moignons préparés pour ce type d'emboiture sont plus faciles à appareiller).

L'emboiture à contact total ne sera pas refusée à l'artéristique qui pourra la chausser. Il faudra bien s'assurer que les volumes réciproques de l'emboiture et du moignon sont respectés et qu'il n'existe pas de serrage pouvant provoquer un étranglement circulatoire.

La mise au point du dispositif pneumatique, facilitant le chaussement, va étendre l'indication de la prothèse de contact chez ces malades.



schémas 61

II - LE GENOU PROTHETIQUE

A - L'AXE SIMPLE

La nécessité d'obtenir une similitude entre une prothèse et le membre inférieur de l'amputé a conduit à placer une articulation au niveau du genou. Cette articulation, mobile dans un plan, fait illusion dans la marche, mais loin d'apporter les avantages d'un genou avec sa motricité et la souplesse qu'elle donne dans le déroulement du pas, elle crée en réalité des sujétions au prothésiste et à l'amputé, sujétion dont ils ne sont pas encore dégagés jusqu'à présent quelques soit la multiplicité des modèles proposés.

Le premier système de reproduction du mouvement humain est un axe simple muni d'une butée limitant l'extension. La position de cet axe par rapport aux forces que subit la prothèse, fait que les deux branches du compas qu'elle représente peuvent ou se refermer ou s'ouvrir, sans contre-partie musculaire (schéma 61).

- Influence des contractions musculaires sur la stabilité

On dit parfois que l'action des muscles extenseurs de la hanche contribue à la stabilité du genou. Ceci n'est vrai que pendant un temps très bref et n'intervient pas au moment où se produit un dérobement.

Au moment du poser du pied prothétique en avant, alors que le pied arrière est encore au sol, une contraction du grand fessier tendant à renvoyer l'emboiture en arrière bloque le genou ; ceci est possible parce qu'il existe un point fixe, le pied sain au sol. Cette phase est très brève, dès que ce pied arrière a quitté le

sol, les extenseurs ne peuvent plus avoir pour action que de solidariser la cuisse au bassin, assurant la rigidité du système amputé-prothèse.

Tout contraction qui "s'appuierait" sur l'inertie du tronc lancé en avant serait faible et peu efficace. Toute contraction qui tendrait à déplacer la cuisse par rapport au bassin pourrait tout aussi bien déplacer le bassin par rapport à la cuisse, rejetant ainsi le corps en arrière.

Grâce à la rigidité cuisse-bassin, la force de propulsion appliquée au centre de gravité peut se transmettre au système amputé-prothèse. Il ne s'agit donc plus d'une contribution à la stabilité du genou.

En d'autres termes, la stabilité du genou met en jeu des forces extérieures au système, le poids et la force de déplacement, les forces internes ne peuvent contribuer seules à l'équilibre du système. Si la chute par flexion du genou est amorcée, aucune action musculaire ne peut l'arrêter.

- Conditions de la stabilité

Pour que la poussée résultant de l'action composée du poids et de la force de déplacement soit toujours située de telle sorte que le compas au moment de l'appui tende à s'ouvrir -limité en cela par la butée-,

1°) il faut que l'articulation soit située dans un plan particulier de la prothèse. Ce plan dépend de la direction de la ligne de charge,

elle-même en rapport avec le style de marche de l'amputé.

2°) il faut que l'amputé ne modifie pas son style de marche.

La première condition est assez difficile à réaliser.

On ne trouve la position de l'articulation que par tâtonnement. L'expérience en limite heureusement le nombre.

Cette première condition est purement mécanique. A partir du moment où la position de la ligne de charge est antérieure à l'articulation du genou, celui-ci est stable. Or, nous l'avons vu en bio-mécanique, la direction de la ligne de charge est variable. Il faut situer l'axe du genou de sorte que la direction la plus défavorable soit couverte. Ceci met l'axe assez en arrière par rapport à une articulation normale. On a ainsi une garde de stabilité. On pourrait être tenté d'augmenter cette garde en reculant encore l'articulation du genou, c'est-à-dire en augmentant en quelque sorte le récurvatum. Mais, outre l'aspect inesthétique de la prothèse, on se heurte aux difficultés énoncées en bio-mécanique.

- le récurvatum crée une difficulté de "casement" du genou à la fin du pas postérieur,
- pendant la phase pendulaire, la prothèse semble s'allonger, l'avant-pied racle le sol.

La deuxième condition de stabilité qui concerne la constance du style de marche est soumise à bien des aléas, dépendant dans leurs résultats de l'attention qu'y porte l'utilisateur :

- le terrain inégal
- le port d'un fardeau

- la fatigue
- la rapidité des déplacements

Les trois premiers facteurs influent à l'évidence, le quatrième vaut qu'on s'y arrête.

La rapidité de déplacement

La modification de la vitesse de déplacement n'est possible en conservant le même style de marche, que dans des limites très étroites.

La rapidité avec laquelle revient la jambe prothétique dépend des paramètres de celle-ci. On peut la considérer comme un pendule ayant sa période propre. Le rappel qui tient lieu de "quadriceps" et qui est la plupart du temps constitué d'un système en caoutchouc élastique s'intègre dans le pendule pour déterminer la période. S'il est plus ou moins tendu, la période sera plus ou moins courte. Mais cette tension est fixée pour une période donnée et ne peut s'adapter à chaque instant à des variations de propulsion de la cuisse.

Il est vrai qu'un plus grand pas entraînant une flexion du genou plus grande tendrait davantage le rappel, augmentant un peu la vitesse de retour de la jambe. Mais d'une part, l'angle de flexion étant plus grand, le temps de retour est plus long et d'autre part, pour conserver le style de marche, le pas ne peut guère être allongé ce qui rend inefficace l'augmentation de la tension.

En résumé, les précautions pour conserver la stabilité font donc intervenir des conditions bio-mécaniques dont certains paramètres sont dépendants du mutilé. Il arrive que les risques qu'il encourt avec la prothèse à axe ne puissent être réduits par des procédés d'alignement.

Le verrou

La solution évidente réside dans la suppression du genou, c'est-à-dire dans la pose d'un verrou à l'articulation assurant la rigidité du membre pendant la marche et permettant la flexion de la jambe en position assise.

Outre la stabilité, le verrou apporte la possibilité de modifier le style de marche, ce qui est en soi une sorte de repos, permet d'accélérer, de porter des fardeaux et de se déplacer facilement en terrain varié.

Ainsi, l'indication du verrou peut être posée pour un sujet déficient mais aussi pour un sujet "hyper-actif".

Cependant, la marche de l'amputé avec un verrou de genou est inesthétique et, pour de grands déplacements, fatigante.

Pour éviter le verrou et remplacer l'axe simple, il a été créé des articulations se ramenant à trois types que nous avons déjà vus en bio-mécanique :

B - Une articulation se bloquant depuis le début de la phase d'appui jusqu'au début du pas postérieur. Certains systèmes à biellettes contrariées réalisent cette condition.

Ces articulations sont lourdes, parfois bruyantes et donnent à la marche un aspect "mécanique". Elles sont très sûres et apportent une excellente stabilité en extension.

C - Des articulations dont le principe est de faire reculer l'axe de flexion pendant l'amorce de celle-ci. Il s'agit en général de surfaces apariées roulant l'une sur l'autre (genre genou Stried, genou Lang). A l'avantage du recul, s'ajoute en général celui d'un raccourcissement du segment oscillatoire par réduction progressive du rayon de courbure de la surface roulante.

Ces articulations sont assez lourdes et inesthétiques. Elles donnent une bonne stabilité et reproduisent assez bien la phase d'oscillation de la marche normale.

D - Des articulations à freins.

Hanger, en Angleterre, fabrique une articulation à axe à frein réglable par commande manuelle. Le genou est plus dur à "casser" mais oscille ensuite sans résistance. Ce n'est pas une véritable solution à l'instabilité.

D'autres constructeurs, dont les Allemands (Otto Bock) ou français (Novelli) ont proposé des genoux dits "à freins automatiques" : 2 surfaces à friction entrant en contact au moment de l'appui empêcheraient ou retarderaient la flexion inopinée du genou.

En fait, ceci est illusoire car le déroboement du genou se produit avant que le mutilé ne soit en appui. C'est même par ce défaut d'appui qu'il y a déroboement, (la ligne de charge est à ce moment-là postérieure à l'axe de rotation). Aucun frein à friction ne peut, par conséquent, entrer en action au moment du déroboement.

Actuellement est en essai (A. D. C. R. O. à VALENTON) un genou à fonctionnement hydraulique, destiné à arrêter une amorce de chute. Le système bloque l'articulation dès que la vitesse de flexion dépasse un certain seuil. Cette vitesse est celle qui correspond à une chute par déroboement, que le genou soit en appui ou non.

Les américains ont cherché à apporter des améliorations à l'esthétique de la marche dans la phase pendulaire de la prothèse. Il est de fait qu'une jambe prothétique seulement mue par inertie additionnée du rappel élastique n'a pas l'oscillation correspondant à une jambe normale. Le talon, en quittant le sol, s'élève trop et trop vite. La régularité d'oscillation ne reproduit pas le déplacement contrôlé par les muscles de la jambe saine.

Par l'intermédiaire de dispositifs hydrauliques emmagasinant une partie de l'énergie de flexion, il est possible de renvoyer cette énergie à certains moments de la phase oscillatoire pour la régler et lui donner l'harmonie de la marche humaine. A cette régulation s'ajoute un relèvement automatique du pied qui facilite le passage à la verticale.

Aux dires de leurs constructeurs, ces dispositifs diminuent la dépense énergétique totale du mutilé.

Tous ces systèmes d'articulations, à freins, à surfaces roulantes, à biellettes contrariées, présentent des avantages sur l'axe simple. Ils présentent aussi des inconvénients : ils peuvent être fragiles, encombrants, lourds, inesthétiques de sorte qu'il leur est parfois préféré l'axe simple.

III - CHEVILLE ET PIED PROTHETIQUES

La fabrication de la jambe ne pose que des problèmes d'esthétique. Ceux-ci ne sont pas facilement résolus car la reproduction d'un membre identique à l'autre n'a pas de solutions mécaniques simples. On ne peut encore faire appel qu'à l'habileté et au sens artistique du prothésiste.

La présence du pied complique la tâche de l'appareilleur et demande à l'amputé des efforts supplémentaires.

Les raisons sont :

- 1° - Qu'il existe ainsi une masse additionnelle à l'extrémité distale de la prothèse, ce qui augmente son poids et son inertie.
- 2° - Que le pied, tel qu'il doit être situé pour ressembler à un pied humain, correspond à une branche d'équerre en avant de la jambe. Cela crée des problèmes d'encombrement, de raclage du sol, résolus en l'absence de releveur du pied par le respect de règles bien démontrées en bio-mécanique mais dont l'application relève du tâtonnement.

Il existe de nombreux modèles de pieds avec ou sans articulation de cheville.

Dans le cas d'articulation, celle-ci peut être seulement mobile dans un plan de flexion extension avec un axe transversal. Avec deux axes perpendiculaires, une mobilité latérale peut s'y ajouter. Enfin, certaines articulations sur silent bloc pro-

curent une mobilité dans tous les plans.

De toute façon, cette mobilité est toujours très limitée vers l'avant, ne permettant qu'une dorsiflexion réduite ; elle est plus libre vers l'arrière, permettant une flexion plantaire de 15 à 25°. Le pied doit avoir une certaine souplesse dans la région dite de l'avant pied, correspondant à la zone des articulations métatarsophalangiennes. Ceci est réalisé, soit par une liaison souple entre les deux parties du pied, soit par l'utilisation d'un matériau souple comme le feutre ou le caoutchouc.

Les pieds sans articulation de cheville doivent cependant conserver une souplesse d'attaque du talon, tant pour des raisons d'esthétique de marche, que de confort et, comme on l'a vu en bio-mécanique, de stabilité. Cette souplesse est obtenue par l'utilisation dans le talon d'un matériau plus souple que le reste du pied qui a, pour l'avant-pied, les mêmes caractéristiques que le pied articulé.

L'utilisation de ces deux genres de pieds n'est pas indifférente. Il est certain que le pied articulé facilite l'alignement des pièces de la prothèse et la marche de l'amputé.

L'impossibilité dans laquelle on est de réaliser une liaison discrète entre le pied proprement dit et le bas de jambe avec les articulations à axe fait préférer aux femmes les autres dispositifs.

Le port de talons hauts (plus de 4 à 5 cm) n'est pas possible à envisager avec les articulations de chevilles à axe existantes, seulement pour la raison qu'elles ne sont pas conçues pour donner au pied l'équinisme suffisant. Le port de talons hauts est possible avec les autres dispositifs. Il faut remarquer qu'une prothèse construite avec des chaussures à talons hauts fait bénéficier l'amputée d'un raccourcissement réel du pied qui facilite la phase pendulaire (la longueur réelle du pied est égale à la projection de la longueur apparente sur le sol).

Contrairement à ce que l'on croit, l'alignement de l'appareil pour le prothésiste est plus commode (on se rapproche du pilon).

IV - LES MOYENS DE SUSPENSION

Ils sont utilisés chaque fois que la contention de l'appareil ne peut être obtenue par la seule adhérence de l'emboiture au moignon. Cela se produit avec des moignons très courts ou très instables dans leur volume et chez des amputés à qui on ne peut proposer des prothèses de contact.

Le système le plus simple et le moins astreignant est la ceinture appelée bandage silésien. Prenant appui sur la hanche opposée, cette ceinture de 4 à 5 cm de large croise le bassin en diagonale pour s'attacher sur la face antéro-supérieure (schéma 62) de la prothèse. Elle plaque la prothèse sur le moignon plus qu'elle ne la suspend.

Cette ceinture, dite aussi ceinture de sécurité, s'emploie lorsqu'on n'est pas certain de la permanence de la contention naturelle.

A un degré moindre de certitude, on emploie la ceinture ordinaire accrochée à la taille et d'où partent une courroie passant par une poulie fixée à la face interne de l'emboiture et une patte en cuir, externe, accrochée au sommet de la face externe de l'emboiture, (schéma 63). On peut souvent supprimer la poulie interne.

Dans le cas où l'adhérence n'a plus aucun rôle de

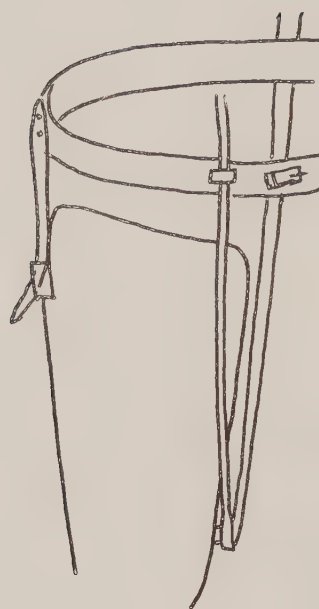
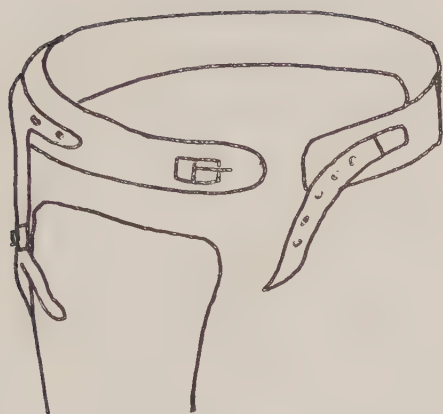
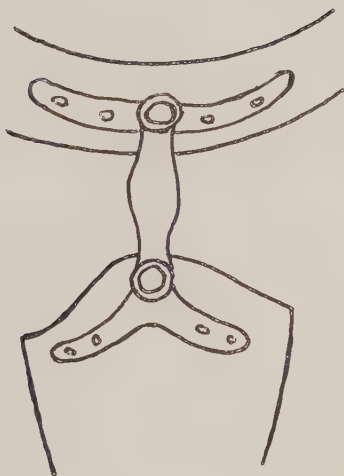


schéma 63



schémas 64

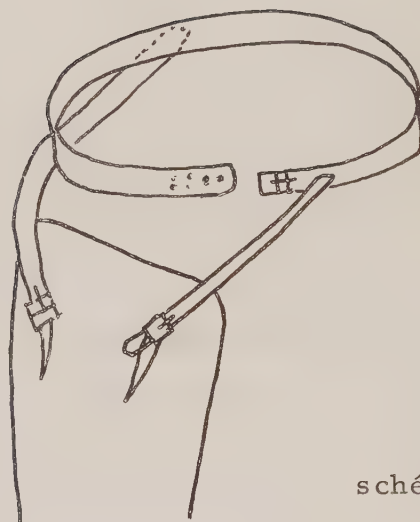


schéma 62

contention, on utilise le baudrier, lequel passant sur l'épaule opposée croise la poitrine et le dos et vient suspendre la prothèse devant et derrière, aboutissant à un élastique ou à des systèmes de poulies compensateurs des mouvements du tronc.

Enfin, il faut décrire un système que l'on voit encore souvent alors que son utilité est plus que contestable : c'est "la pièce de hanche", pièce métallique plus ou moins articulée, reliant la ceinture à laquelle elle est fixée (schéma 64). Son rôle est en définitive d'empêcher que la prothèse par trop mal adaptée, ne quitte le moignon qu'elle contient. En fait, n'étant en face d'aucune articulation, elle entrave considérablement la possibilité de mouvement du mutilé.

Ces moyens de contention comportent de nombreuses variantes pouvant aller de l'utilisation de l'élastique de bretelle à la confection de corset en coutil ou en cuir moulé remontant plus ou moins sur le thorax. Ils ne doivent être utilisés que dans les cas précités car ils sont d'un inconfort certain. Ils permettent évidemment à un amputé de tolérer une prothèse insuffisamment adaptée mais ils ne doivent pas être une prime à cette inadaptation.

LE PILON

Le pilon n'est pas satisfaisant en soi, mais il est certains cas où son utilisation présente des avantages.

L'emboiture terminée, son montage est facile et on peut très vite le donner en prothèse d'entraînement à des amputés déficients pour lesquels l'utilisation d'un genou et d'un pied compliquerait les exercices au début. Le pilon peut également être prescrit en prothèse définitive pour les mêmes raisons chez des gens très âgés, fatigables, maladroits. Paradoxalement, il peut être prescrit à des sujets actifs ayant de nombreux changements de rythme d'activités, pour lesquels la période constante de la jambe oscillante est une gêne dont ils ne s'accomodent pas. D'autre part, le pilon permet de passer dans des endroits difficiles, escarpés et même peu sûrs comme les terrains labourés ou les chemins de montagne ; il n'y a pas de risque de dérobement ou d'accrochage.

A allure lente, il est économique au point de vue dépense énergétique ; il demande cependant un travail articulaire plus ample que normal de la région lombo-sacrée.

A allure vive, la dépense énergétique est plus grande qu'avec une prothèse à genou articulé, comme l'a montré l'étude américaine de la Vétérans Administration.

Le fait d'avoir marché longtemps avec un pilon habitue le blessé à une sécurité qui n'existe pas avec la prothèse et exigeant une attention constante plus ou moins consciente ou automatique.

Il devient alors difficile de demander à ce mutilé de s'habituer à une prothèse ordinaire.

Son aspect inesthétique le fait refuser avec énergie par nombre d'amputés. Mais ceux qui se sont habitués à son utilisation demandent à le conserver avec la même énergie.

L'APPAREIL DEFINITIF

CONSTRUCTION

ASSEMBLAGE - ADAPTATION

Nous prenons comme type de description la fabrication d'une prothèse à emboîture en bois, à contact total avec genou à axe et pied articulé.

I - L'EMBOITURE

1°) Son creusement - la vérification de son adaptation

La prothèse se commence par la fabrication de l'emboîture. Celle-ci est creusée dans un bloc de bois, en général du saule ou du tilleul.

Le creusement débute par l'extrémité supérieure de l'emboîture, selon la forme quadrangulaire déjà décrite.

Cette forme quadrangulaire est dessinée à l'aide d'un gabarit dont la longueur de pourtour correspond au périmètre du moignon à sa racine. Le creusement se continue en s'aidant d'autres gabarits respectant les mesures circulaires du moignon jusqu'à son extrémité et transformant progressivement la forme quadrangulaire d'entrée en une forme triangulaire à base interne.

Au fur et à mesure du creusement, l'emboîture est essayée. Maintenue volontairement un peu plus serrée que ne le demanderaient les mesures, elle applique sur la peau le jersey qui

permet de la chausser.

Les traces plus ou moins marquées de ce jersey à la surface cutanée indiquent les points de pression excessive et montrent les zones où le prothésiste doit intervenir. Par approches successives, l'emboiture finit par avoir un volume intérieur conforme au volume du moignon. La forme et les pentes ayant été orientées comme il a été écrit.

Cette description rapide ne fait pas état des difficultés à réaliser une emboiture aux formes convenables. C'est une véritable sculpture demandant coup d'œil, habileté et tour de main. Il est par ailleurs des zones défiant toute description, qu'il faut avoir déjà vues pour pouvoir en réaliser de semblables et qui déterminent le confort et la contention de la prothèse.

La valeur du contact terminal est impossible à préciser. Le poids du sujet est réparti, non pas à deux niveaux différents comme il a été dit à propos de l'hyperstatisme de l'emboiture mais en réalité sur toutes les surfaces horizontales ou obliques orientées de façon telle qu'elles puissent supporter du poids.

La présence des masses molles, cédant plus ou moins à la pression par une fuite latérale, permet de réaliser le compromis souhaité d'une répartition du poids entre l'ischion et le reste des surfaces d'appui dont l'extrémité du moignon. Là encore, ceci n'est réalisé que par approches successives.

Il faut s'assurer que l'ischion est bien appuyé qu'il n'existe pas de bourrelet cutané pincé entre l'ischion et l'assise ou entre le périnée et le bord interne de l'entrée et qu'il n'existe pas non plus de hiatus entre l'extrémité du moignon et le plancher de l'emboiture.

La condition du contact de l'ischion s'apprécie par la palpation, le contact de l'extrémité, plus difficile à constater, peut s'effectuer par la palpation à travers un orifice taillé à la partie inférieure de l'emboiture ou mieux par une radiographie.

Ces constatations faites par l'appareilleur ne sont pas suffisantes pour affirmer que l'emboiture est bien réalisée, l'affirmation du contact ne renseigne pas sur l'importance du poids transmis à la surface de contact.

On doit interroger l'amputé pour connaître ses points douloureux, ses inconforts, ses souhaits. Les réponses sont souvent difficiles à interpréter et, cependant, aucune ne doit être négligée.

Enfin, il est nécessaire de ne pas se contenter de l'essai statique de l'emboiture. Il faut, en faisant marcher le mutilé grâce à un pilon rapidement fixé et aligné, s'assurer que les efforts d'équilibration qui provoquent d'autres contraintes ne modifient pas le confort établi.



schéma 65

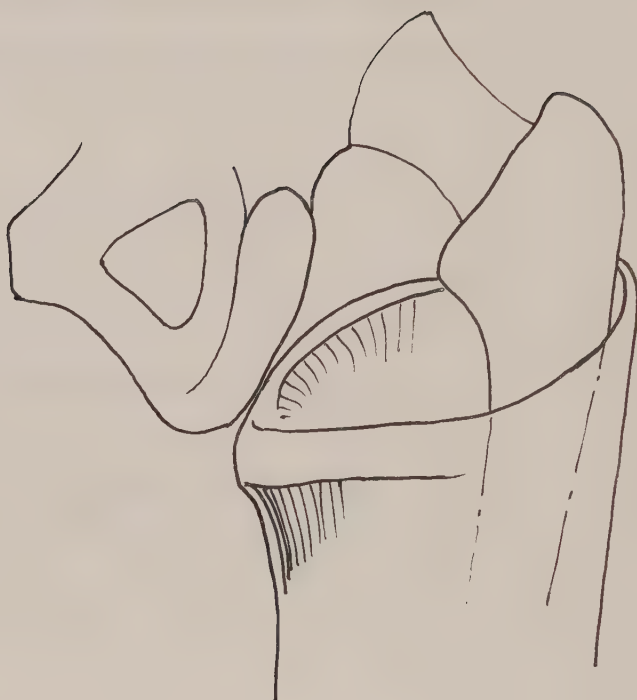


schéma 66

2°) L'appui ischiatique

Il doit se faire sur la partie interne de l'assise.

Mais au cours de la fabrication de l'emboiture, on peut se trouver en présence d'un des trois états suivants de l'appui ischiatique :

- Inexistant
- Insuffisant
- Douloureux

Ces trois états peuvent être constatés pendant les essais statiques ou dynamiques. Il peut paraître étonnant de découvrir l'inexistence d'un appui ischiatique au cours des essais dynamiques, ce qui signifierait que l'on a continué l'appareillage sans s'être assuré de ce bon appui, mais il existe parfois des sujets dont l'obésité ou la tonicité musculaire empêche toute palpation réelle de l'ischion. Le défaut se révèle alors par une boiterie caractéristique.

- Appui inexistant

L'entrée de l'emboiture est trop grande, l'ischion se trouve en avant de l'assise (schéma 65).

Parfois, mais rarement, l'entrée peut être trop petite, étranglant la cuisse. Si les masses molles bombant en dessous ont pu se loger, l'ischion est hors de l'entrée, soit en arrière, soit

sur le côté interne (schéma 66).

Dans le premier cas, l'appui à l'extrémité du moignon est plus important, mais avant qu'il ne soit vraiment douloureux, le blessé, en s'enfonçant dans les emboitures, signale un appui périnéal rapidement insupportable et l'obligeant à marcher en abduction avec un sursaut antalgique. L'emboiture est trop large, dans le sens antéro-supérieur, il faut pincer cette dimension (par comblement antérieur par exemple). Il est illusoire de réduire la hauteur de la paroi interne sans avoir vérifié que l'appui ischiatique est bon. Cette réduction de hauteur qui cherche à éviter l'appui douloureux périnéal conduit soit au bourrelet interne douloureux, soit au décollement latéral supérieur (D. S. L. vu en bio-mécanique) à la marche.

Dans le deuxième cas (ischion hors de l'emboiture), il faut élargir la section d'entrée et diminuer le volume intérieur. Parfois, la conformation de la cuisse est telle qu'il faut élargir l'assise pour obtenir l'appui ischiatique. Ceci se voit chez les gens maigres à membres grêles.

- Appui Insuffisant

Il s'agit d'un bourrelet postérieur entre l'ischion et l'assise. Ce bourrelet cutané est parfois difficile à apprécier par la palpation. Entre la formation du coussin charnu, protégeant l'ischion en appui et le bourrelet, il n'y a qu'une différence quantitative variable avec chaque individu. Ce défaut se traduit par deux types de phénomènes, les uns subjectifs : le mutilé se plaint de pincement ou de douleur à l'appui ; les autres objectifs : l'insuffisance de l'appui

qui est en fait un retard de cet appui au cours de la marche crée un déport latéral de la prothèse. La poussée du moignon est oblique par rapport à l'emboiture qui s'incline dans l'autre sens jusqu'au moment où elle est arrêtée par la rencontre de l'assise et de l'ischion, le bourrelet étant alors suffisamment écrasé pour transmettre la poussée ischiatique. C'est encore le décollement latéral supérieur.

Pour supprimer ce bourrelet, il faut faire entrer l'excès de parties molles dans l'emboiture en la creusant sous l'assise.

- L'appui douloureux

Il s'agit toujours d'une mauvaise répartition du poids. Les raisons en sont multiples. Le mutilé peut signaler la douleur d'emblée, en se portant sur sa prothèse. Mais la douleur n'est pas toujours immédiate, soit qu'on est à la limite du défaut et quelques pas sont insuffisants pour le faire apparaître, soit que par une esquive de l'appui, le blessé ne la ressent pas. Conformément à une règle absolue, il ne faut jamais se satisfaire de quelques pas corrects et non douloureux pour décider que l'emboiture est bonne. Il faut aussi savoir reconnaître la boiterie d'équilibration de la démarche antalgique, la dernière s'accompagnant d'un sursaut diminuant la durée et l'importance de l'appui. Au besoin, en présence d'une esquive apparemment non douloureuse, il faut s'assurer de la raison de cette esquive en provoquant la douleur par la prise forcée d'un appui unipodal correct, à l'arrêt, membre prothétique très en adduction.

L'appui ischiatique douloureux parce qu'excessif exige que l'on répartisse le poids sur une surface plus importante.

a) Il suffit parfois d'aménager l'assise, c'est-à-dire d'adoucir certains angles, de creuser une logette en regard de l'ischion, de mettre un peu de feutre en rembourrage pour les ischions insuffisamment recouverts de tissus hypotoniques ou amaigris.

b) Parfois, l'appui terminal est insuffisant. Il faut raccourcir l'emboiture ou combler le fond ou descendre l'assise.

d) L'orientation du bassin peut être telle que l'ischion se présente sous un angle défavorable pour s'appuyer. C'est le cas des sujets présentant une lordose importante ou une agénésie du bassin. Il faut alors aménager l'assise en la tapissant d'un matériau mousse et abaisser le bord interne de l'entrée car bien souvent dans ces cas, la branche ischio-pubienne est horizontale au lieu d'être oblique en haut et en avant et le blessé risque de porter sur elle. L'appareillage est très difficile. Il est même parfois impossible de fabriquer une emboiture absolument indolore. Savoir où s'arrêter dans les aménagements de l'assise est affaire d'expérience et dépend de l'appréciation et de l'habileté du prothésiste.

e) L'appui ischiatique est douloureux si l'ischion n'est pas en bonne place sur l'assise, généralement sur un angle, plus particulièrement celui du bord antérieur ou encore sur le bord interne de l'entrée. Il faut refaire l'entrée donc toute l'emboiture. Aucune modification de

l'emboiture existante n'apporte jamais de solution convenable et durable.

f) L'ischion que l'on croyait appuyé lors des essais statiques roule sur l'assise au cours de la marche. Ce défaut douloureux est très rapidement signalé par l'amputé qui l'analyse bien.

Il s'agit d'une insuffisance du contre-appui antérieur qui ne bloque pas l'ensemble du moignon, soit en épaisseur soit en hauteur. Ce contre-appui est une protubérance de l'emboiture provoquée sur la paroi antérieure immédiatement sous le bord antérieur à son tiers moyen. Il faut recharger ce contre-appui pour laisser l'ischion sur l'assise.

A noter que ce roulement de l'ischion peut être provoqué par l'existence du bourrelet déjà décrit.

3°) "Le pistonnage"

Il s'agit d'un mouvement vertical du moignon qui semble rentrer dans l'emboiture à chaque appui.

Il peut s'agir de l'existence d'un bourrelet entre l'ischion et l'assise, se tassant à chaque appui et se libérant à chaque phase pendulaire.

Ce peut être le fait d'une emboiture un peu large pour être retenue convenablement par les contractions du moignon et glissant le long de celui-ci à chaque pas.

Dans les deux cas, la prothèse paraît de bonne longueur à l'arrêt mais trop longue à la marche. Le mutilé râcle le sol, fauche ou s'élève sur la pointe du pied opposé. Les remèdes sont évidents.

S'il s'agit d'un bourrelet, il faut donner de la place sous l'entrée pour le loger.

Si l'emboiture est trop grande, il faut la refaire.

4°) La strangulation

a) De la racine du moignon

Elle n'est pas toujours ressentie immédiatement. Elle s'accuse après quelques temps de marche par des fourmillements et par une sensation de serrage au niveau de la strangulation. L'examen après que l'on ait ôté la prothèse fait apparaître une cyanose plus ou moins nette de l'ensemble du moignon.

Il se peut alors que l'entrée soit trop serrée (défaut de périmètre ou de forme) mais aussi que la place située immédiatement sous le pourtour de l'entrée soit insuffisant.

L'emplacement d'une rougeur localisée de la peau, apparaissant après quelques instants est le seul guide objectif pour effectuer les retouches qui doivent être faites avec prudence si l'on ne veut pas compromettre l'appui et le contre-appui.

b) De la partie moyenne

Elle ne s'apprécie que la prothèse retirée. Le blessé se plaint rarement d'un serrage ressenti à la partie moyenne du moignon. Il a seulement une sensation d'inconfort. Si le jersey a été laissé en place, on notera sur la peau ses empreintes plus accentuées et de toutes façons une paleur immédiate suivie d'une rougeur par vaso dilatation réactionnelle à ce même niveau après quelques instants. On remarquera également une cyanose de l'extrémité.

Cette cyanose est d'autant plus marquée que l'emboiture est moins ajustée à ce niveau. Si le contact terminal n'est pas

réalisé, on voit s'installer en quelques semaines des troubles trophiques des parties molles.

Il faut alors poncer l'emboiture en regard des empreintes laissées par le jersey.

c) De l'extrémité

Le blessé qui se sentait seulement inconfortable à l'arrêt, signale très rapidement un serrage intolérable de l'extrémité du moignon après quelques pas. La prothèse ôtée, on observe immédiatement la pâleur de l'ischémie, mais plus tardivement, la vaso-dilatation compensatrice de la région serrée. Il faut alors faire de la place à l'extrémité.

d) Serrage global

L'inconfort signalé d'emblée à l'arrêt est rapidement suivi de fourmillements et d'une impression plus précise de serrage global, il faut alors poncer tout l'intérieur.

5°) Douleur à l'extrémité du fémur au moment de la marche

a) Il peut s'agir d'une douleur en bout du fût osseux

- α) Le moignon est trop peu étoffé à son extrémité : il faut mettre un capitonnage de remplacement au fond de l'emboiture
- β) C'est un manque de profondeur de l'emboiture. L'ischion n'est pas suffisamment appuyé. L'assise est trop basse ; on peut la surélever avec du feutre (rare)
On peut aussi creuser le fond de l'emboiture
- γ) L'ischion n'est pas appuyé
- δ) Les reliefs de l'extrémité du moignon ne sont pas respectés par la conformation de l'emboiture. Certains points portent trop. Le remède est laissé à l'habileté du prothésiste. Parfois, un capitonnage assez souple peut résoudre le problème.

b) Il peut s'agir d'une douleur à la face externe ou à la face antérieure de l'extrémité du fût osseux, la première pendant l'appui, la deuxième pendant la phase pendulaire de la marche. Au lieu d'appuyer sur toute sa longueur contre la paroi externe de l'emboiture, le fémur n'appuie qu'en un point qui devient vite douloureux. Il s'agit d'un défaut d'orientation des pentes de l'emboiture ou d'une erreur de façonnage de ces pentes et parfois, mais beaucoup plus rarement qu'on ne le croit, d'un défaut d'aménagement de la prothèse en regard du point douloureux.

Sauf dans ce dernier cas où la rectification est possible, il faut refaire l'emboiture dont le creusement est d'autant plus difficile que les parties molles sont plus importantes et plus mobiles.

6°) Sensations de brûlure

La sensation de brûlure au pli fessier est généralement plus marqué en position assise. Il s'agit d'une ischémie qu'on peut dire linéaire, créée par une pression excessive de l'angle de l'assise :

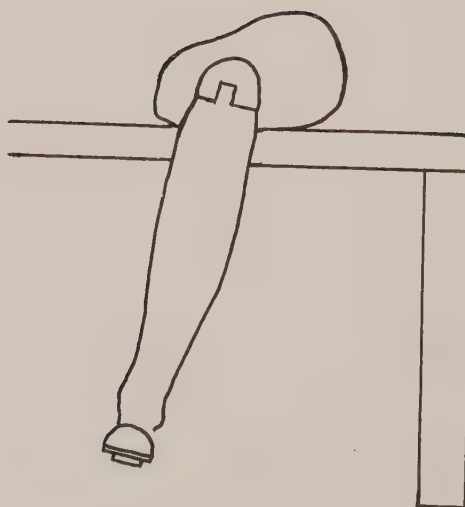
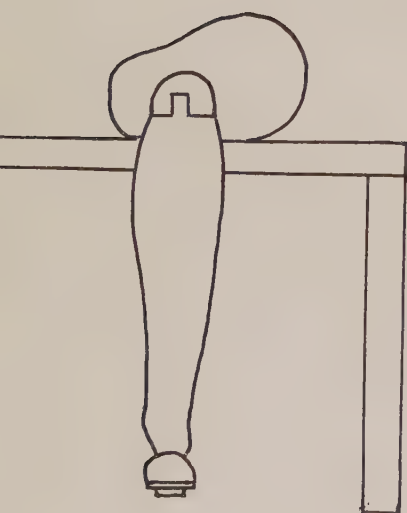
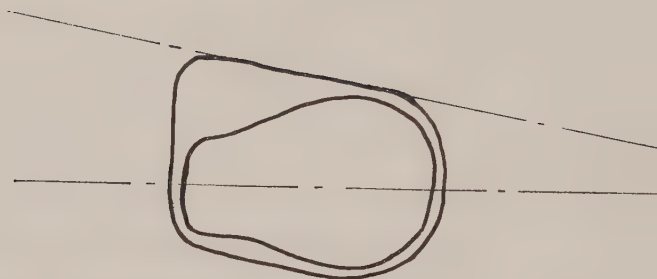
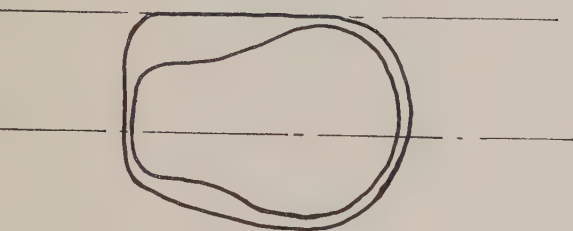
Où l'angle a une arête trop vive, la surface étant réduite la pression est trop grande,

ou l'entrée est trop serrée et la mise en tension de la peau en position assise accroît les raisons d'ischémie.

On remédie à ce défaut en abattant l'angle en donnant plus de place à l'entrée de l'emboiture ou sous cette entrée à sa partie postérieure.

7°) Douleurs ressenties au niveau de la corde des adducteurs

Les adducteurs se contractent au moment de l'appui, créant une corde qui croise le bord interne de la prothèse. Si l'emboiture n'est pas creusée pour suivre la pente de cette corde sur toute sa longueur, répartissant ainsi les pressions, le contact ne se fait qu'en un point situé sur le bord supéro-interne de la prothèse. L'aménagement de ce bord est illusoire, l'abaissement de la paroi interne n'a d'autre effet que de créer un bourrelet. Il faut rectifier la pente interne de l'emboiture et parfois refaire l'emboiture.



schémas 67

8°) Défauts en position assise

a) Le bord antérieur de l'entrée de l'emboiture peut s'appuyer d'une façon importante sur la paroi abdominale et gêner la flexion du tronc.

Il s'agit exceptionnellement d'une emboiture remontant trop haut dans le pli inguinal et dans ce cas, on procède à un abaissement de ce bord.

Le plus souvent et surtout si l'emboiture bute contre l'épine iliaque antéro-inférieure, il s'agit d'une entrée dont le diamètre antéro-supérieur externe est trop grand. Il faut diminuer ce diamètre en compensant la diminution de volume soit par un élargissement du diamètre antéro-postérieur interne, soit par un agrandissement du diamètre transversal, soit en faisant "de la place" sous l'entrée.

b) La prothèse se met en rotation interne ou externe une fois assis. C'est un défaut de parallélisme de la face postérieure de l'assise avec le plan frontal (schéma 67).



Comme nous l'avons dit au début de ce chapitre, tous les défauts de l'emboiture apparaissent soit immédiatement, soit au cours de quelques jours d'utilisation sur pilon. L'utilisation de ce dernier doit être écourtée le plus possible. En prolonger l'usage n'est pas souhaitable

La marche avec un pilon est bien différente de la marche avec une prothèse articulée non seulement dans son aspect mais aussi dans la chaîne des contractions nécessaires.

Les petits inconvénients dûs à de mauvaises habitudes de déplacement du pilon (essentiellement la marche dite "en fauchant" où le pilon décrit une courbe extérieure d'arrière en avant) sont assez facilement combattues.

Par contre, l'absence de sensations de déroulement du pied au sol données normalement par un pied prothétique, l'inexistence de la phase pendulaire de la partie jambière de la prothèse créent des habitudes de perception de l'usage de l'appareil très difficiles à faire perdre au bénéfice de la prothèse à genou libre.

Enfin, la facilité de "sécurité" non retrouvée avec une articulation mobile au genou finit par faire redouter puis refuser d'abandonner le pilon.

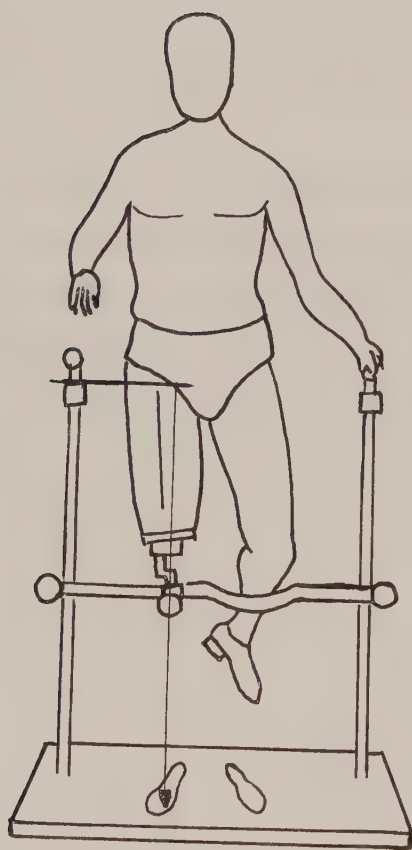


schéma 68
(appareil de Schnur)

II - LE GENOU

1°) Détermination de son emplacement

Lorsqu'on est assuré que l'emboiture est confortable et bien adaptée, il faut procéder au montage de la prothèse et à son alignement.

La bio-mécanique nous a montré l'importance des positions réciproques de l'emboiture, du genou et du pied par rapport à la ligne de charge. Or cette ligne de charge résulte de la composition du poids réel et de la force de propulsion. Elle est le poids dynamique. Son point d'application est au centre de gravité d'un système déformable, c'est-à-dire en un point qui se meut par rapport aux éléments de l'appareillage. Toutes ces inconnues devraient décourager l'appareilleur si l'expérience ne prouvait que l'on peut avoir une idée approximative mais suffisante de l'emplacement de la ligne de charge et que l'appareillage est possible.

Les systèmes proposés pour la rechercher se ramènent à deux types, l'un statique, l'autre dynamique.

a) Système statique (Système Schnur, Allemagne -schéma 68).

Le blessé chaussé de son emboiture se place sur une plate forme mobile sur une rotule. Lorsque l'équilibre sur la seule emboiture est trouvé, on peut affirmer que la ligne de charge passe par cette rotule. A l'aide de marques tracées sur l'emboiture selon deux plans perpendiculaires verticaux, on fixe cette ligne de

charge dans l'espace. Ce système paraît rigoureux. En réalité, si la ligne de charge déterminée est bien celle-là, à ce moment-là, avec l'attitude qu'a prise le blessé pour trouver l'équilibre, rien ne permet d'affirmer que cette attitude sera celle qu'il aura dans la marche. Si elle change, la position du centre de gravité sera modifiée et par voie de conséquence, l'emplacement de la ligne de charge sera différent. D'autre part, cette ligne de charge déterminée est celle d'un corps immobile, c'est-à-dire qu'un des éléments de sa composition, la force de progression, est nul.

Il faut donc chercher un autre moyen de déterminer les aplombs sur l'amputé en mouvement.

b) Système dynamique (Schéma 69)

Sous l'emboiture chaussée, on place un ensemble métallique composé de deux plaques mobilisables facilement l'une par rapport à l'autre à l'aide de vis.

La plaque supérieure est fixée à l'emboiture, la plaque inférieure est fixée au genou prothétique muni du bas de jambe. Au cours d'épreuves de marche, des défauts d'aplombs se révèlent, qu'une modification rapide des rapports des deux plaques permet de corriger. Lorsque la prothèse est stable, on peut affirmer que la ligne de charge est en bonne situation par rapport aux éléments constitutifs de la prothèse. En immobilisant les uns par rapport aux autres ces éléments dans leurs rapports ainsi déterminés, on retire le système réglable qu'on remplace par un matériau convenable. Le premier de ces systèmes est américain-(J. I. G.)

Il ne devient plus nécessaire avec ce procédé de

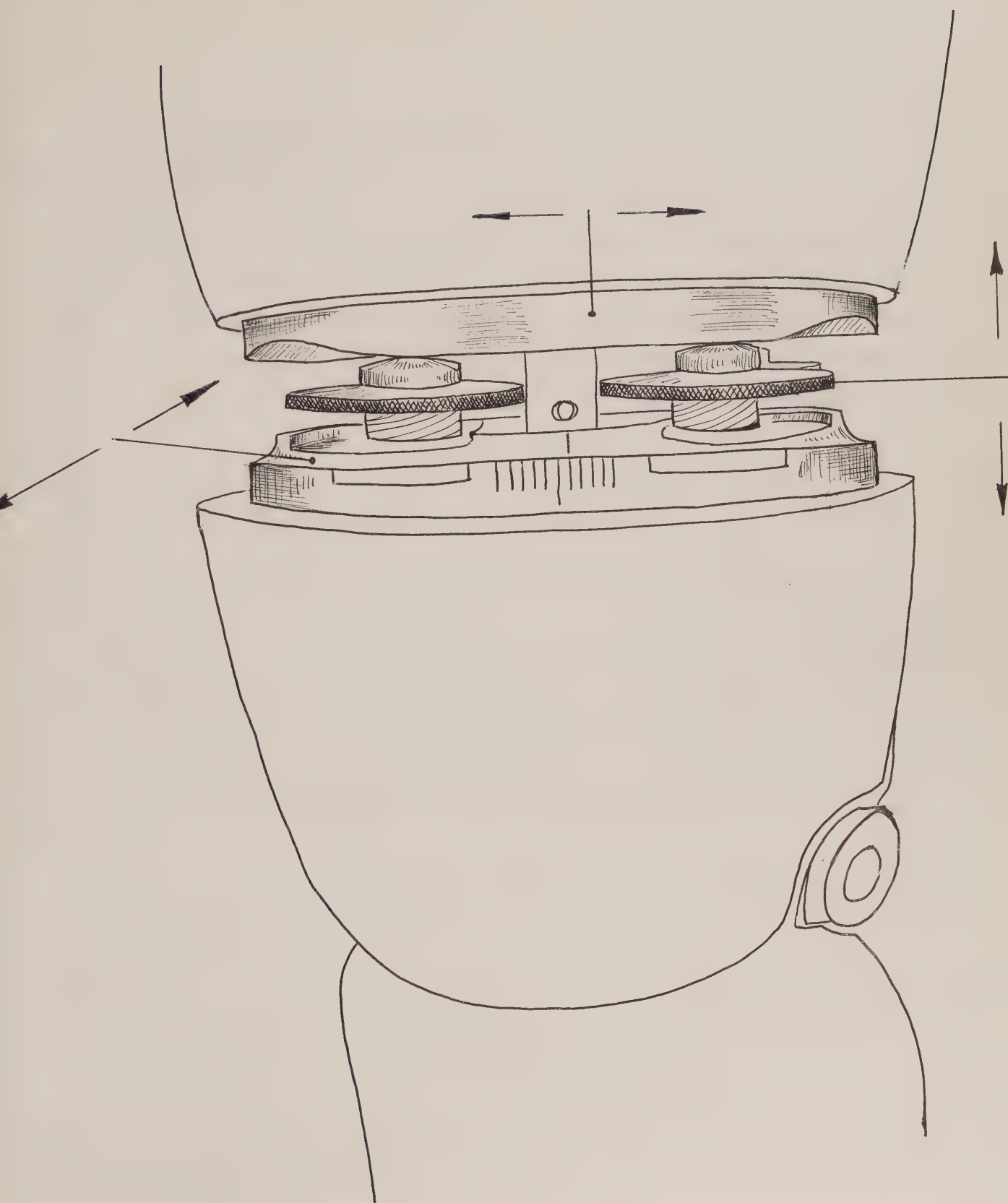


schéma 69

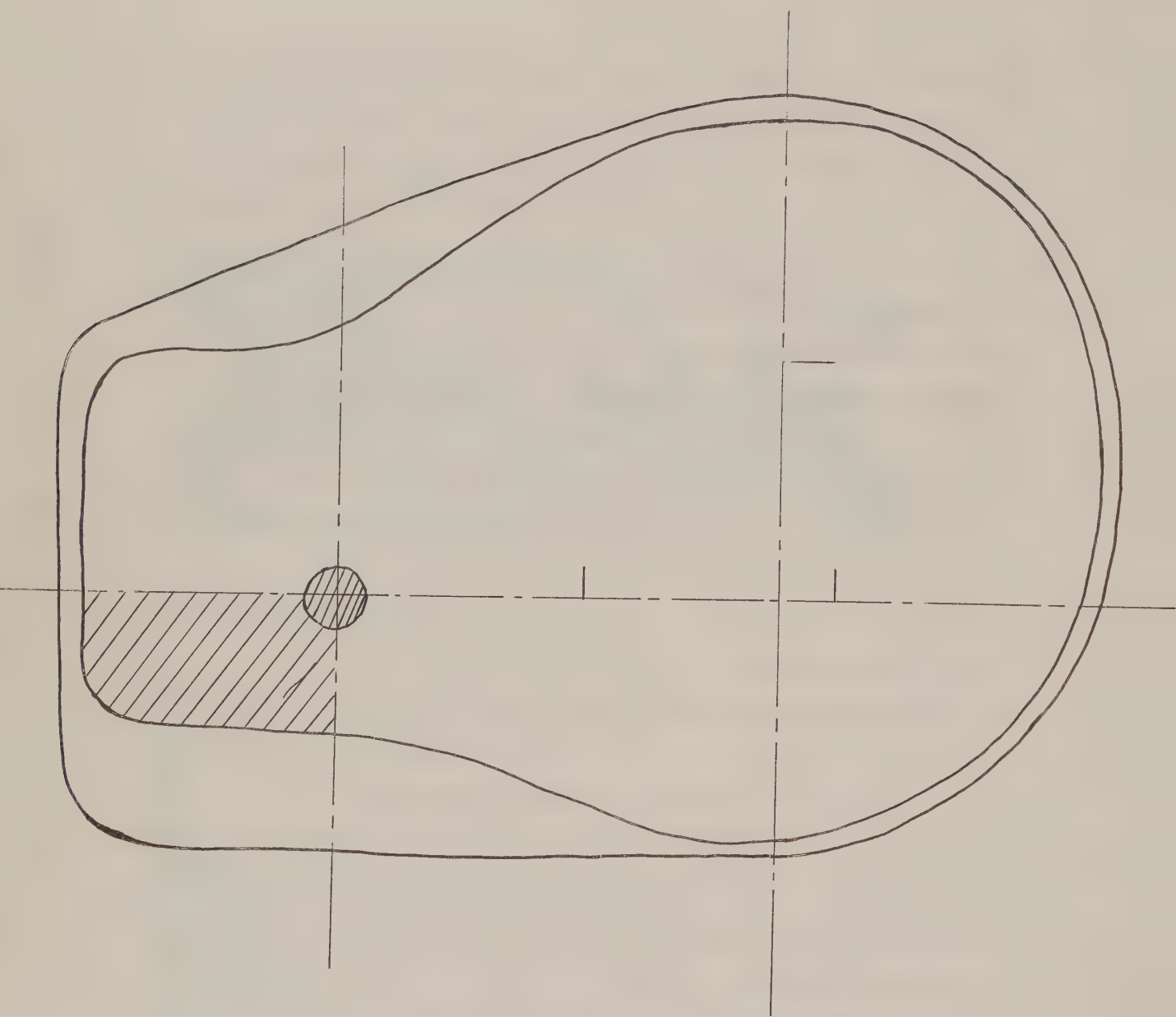


schéma 70

marquer les traces des plans dont l'intersection donnerait la ligne de charge.

On pourrait n'en pas chercher davantage. En fait, il est préférable que le premier montage , avant tout réglage, ne soit pas trop éloigné de la bonne position et l'expérience prouve qu'en se servant de la ligne de charge déterminée par la méthode statique, on a une approche convenable qui permet le réglage ultérieur.

En fin de compte, la prise répétée de cette ligne apprend à connaître la zone où sont situées toutes les variations individuelles.

Au niveau de l'entrée, elle est à peu près à la croisée de deux droites perpendiculaires, l'une parallèle à l'assise à une distance de cette assise au $1/3$ de la longueur antéro-postérieure de l'entrée, l'autre parallèle au bord interne et à une distance égale au $1/4$ de la longueur du grand axe de l'emboiture (schéma 70).

Le blessé étant debout, cette ligne passe par la cheville du pied prothétique assez facile à situer en première approximation grâce à l'autre pied.

La ligne de charge est ainsi dans une certaine mesure, concrétisée.

L'emboiture, le genou et le pied sont alors superposés en donnant au pied l'inclinaison correspondante au talon de la

chaussure, à la jambe, une direction verticale, au genou en butée un retrait d'un ou deux centimètres par rapport à la ligne de charge, à l'emboiture la flexion et l'adduction correspondant à la morphologie du sujet. Ce premier montage diminue l'importance et le nombre des modifications exigées par l'adaptation individuelle au cours de l'alignement dynamique.

Ce procédé est satisfaisant dans sa conception. C'est à lui qu'on a recours actuellement. Il n'est cependant pas simple dans son utilisation, pour trois raisons :

α) Le sens des déplacements, avancée, recul, inclinaison gauche ou droite, rotation à gauche ou à droite, combinaison de deux ou trois d'entre eux et leur quantité n'est pas évidente. De plus, il y a deux systèmes l'un au dessus de l'autre et une modification de l'un retentit sur la position de l'autre. Les tâtonnements sont nécessaires et parfois fort longs.

β) De même qu'un individu sain peut marcher pendant quelques pas sur l'avant pied ou sur les bords interne ou externe du pied sans en éprouver de véritable gêne ou du moins de douleur et avec une attitude du tronc pas absolument anormale, de même l'amputé peut trouver une réponse d'attitude à un alignement défectueux et cette réponse peut corriger ce défaut en introduisant une gêne ou une contrainte qui n'apparaîtra qu'à l'usage. Que de mutilés se déclarent satisfaits après une modification de leurs appareils, qui vous révèlent quelques temps après qu'ils n'ont pu supporter leur prothèse plus de quelques heures par jour. Il faut donc devant un résultat de marche acceptable, rester fort circonspect et attendre

l'épreuve du temps et 30 à 50 heures d'utilisation.

Y) L'encombrement du dispositif n'est pas nul et dès que la longueur du moignon dépasse la moitié de la longueur de la cuisse il devient difficile ou impossible de le loger entre l'extrémité de l'emboiture et le genou.

c) Défauts apportés par un genou mal situé

Ces défauts concernent :

a) La fonction

1 - La prothèse se dérobe à la marche : le genou est en avant de la ligne de charge

2 - Le mutilé a des difficultés à "casser" le genou et la prothèse a un aspect de recurvatum : le genou est trop en arrière (défaut très apparent)

3 - Le mutilé s'élève sur l'avant-pied opposé pour passer la prothèse à la verticale. Cela est dû à l'allongement de la prothèse pendant la phase pendulaire. Le genou est trop en arrière également, mais d'une quantité moindre qu'au défaut précédent (le "recurvatum" n'est pas évident)

4 - La pointe du pied racle le sol :

- le genou est trop en arrière et le mutilé n'a pas trouvé de lui-même la compensation par le défaut précédent.

- L'oscillation n'est pas assez libre, comme nous le verrons.

(5) L'aspect

1 - Le genu valgum

A la construction de la prothèse, le genou est situé trop en dedans par rapport à la cuisse alors que le pied est normalement situé par rapport au genou. L'angle de valgus s'en trouve augmenté.

Pour ne pas croiser un genou devant l'autre, le mutilé marche en faisant passer l'articulation prothétique à sa place normale ; ce qu'il obtient par une abduction non décelable de la cuisse puisque les genoux se cotoient normalement mais qui a pour conséquence d'écarter le pied de l'axe de la marche.

Il faut noter malgré la boiterie que cela entraîne que le mutilé y trouve parfois un certain confort :

- l'abduction dégage l'appui mauvais mais possible sur la branche ischio-pubienne
- le pied écarté réalise une sorte d'étalement qui supprime une partie des efforts à faire dans l'emboiture pour retenir le porte-à-faux du bassin

2 - Le genu varum

3 - Le "voilage" de la phase d'oscillation : l'axe du genou n'est pas dans un plan frontal. Le trajet de la jambe et du pied ne se fait plus dans un plan sagittal ; il en sort suivant une courbe pour y rentrer à la fin de l'oscillation.

Tous ces défauts sont évidents... si l'on est sûr que

que l'emboiture est bonne, bien adaptée, bien orientée et que le pied prothétique est à sa place. En effet, plusieurs des défauts ci-dessus peuvent être dûs à une mauvaise emboiture ou à un pied mal situé.

III - LE PIED

1°) Détermination de son emplacement

Plusieurs repères qui se recoupent permettent de situer le pied par rapport aux deux autres éléments de la prothèse. D'abord, la ligne de charge dont on connaît la position dans l'emboiture, doit passer 2 à 3 cm en avant du plan frontal passant entre les 2 malléoles de l'autre pied.

La malléole interne et la face interne du genou doivent être dans un même plan vertical.

Le talon est à l'aplomb de l'emplacement de l'ischion sur l'assise.

Enfin, la direction de l'axe du pied est en légère rotation externe.

Le degré de flexion dorsale ou plantaire est en rapport avec la hauteur du talon de la chaussure utilisée. (Ainsi, une prothèse est montée pour être utilisée avec une hauteur de talon déterminée.)

2°) Défauts apportés par un pied mal situé

a) De face

α) S'il est trop à l'extérieur, en station immobile, la prothèse

donne un aspect de genu-valgum. A la marche : ramenant le pied sous lui, le malade pose sur le bord externe du pied.

β) S'il est trop à l'intérieur, en station immobile, la prothèse donne un aspect de genu-varum et à la marche, le malade croise la prothèse devant l'autre pied. Ce défaut de montage est rare, il est signalé par le mutilé qui se sent chuter sur le côté.

γ) Les défauts de rotation sont d'ordre esthétique.

b) De profil

Les défauts que l'on peut trouver sont en rapport avec l'emplacement de l'axe de la cheville sur l'axe longitudinal du pied.

α) Trop en arrière : l'emplacement de cet axe détermine un bras de levier "talon" trop court, le pied paraîtra en avant de la prothèse, le malade attaque d'une façon exagérée du talon ; l'appui sur la partie antérieure bloque le genou de façon telle que le mutilé en éprouve une difficulté pour le fléchir en fin de pas postérieur.

Et, comme décrit en biomécanique, l'élévation du centre de gravité est plus importante que normale, le blessé à l'impression de franchir un obstacle à chaque pas, la prothèse a le défaut de la "montagne".

β) Trop en avant : il détermine un bras de levier "talon"

trop long, le pied paraît en arrière de la prothèse, la semelle vient frapper le sol dès le poser du talon, la cheville peut sembler bloquée, ou bien il peut y avoir "fasiement".

Υ) Equin excessif : pour tenir debout, pieds réunis, le blessé est obligé de se pencher en avant pour compenser l'envoi du bassin en arrière par le départ de la prothèse.

S'il veut se redresser, il doit porter le pied en avant.

Ϝ) Talus excessif : la semelle ne touche pas le sol ou appuie insuffisamment ; le blessé porte son poids sur le talon. Ce défaut se verra bien à la marche où l'attaque du sol est faite avec un avant-pied trop relevé.

DEUXIEME PARTIE

SYNTHESE CHRONOLOGIQUE DES DONNEES CHIRURGICALES ET

MEDICALES DE L'AMPUTE

CHAPITRE I

A - CAUSES DE L'AMPUTATION

1°) Les maladies vasculaires sont au premier rang des causes entraînant l'amputation.

Les statistiques occidentales font ressortir que 60 à 70 % des amputés le sont pour artérite ou embolie artérielle.

Des maladies vasculaires comprennent :

- les artérites athéromateuses,
- les artérites diabétiques
- les artérites dites juvéniles ou de Bürger
- les embolies artérielles
- les maladies neurotrophiques, type acropathie ulcéromutilante ou maladie de Thévenard.

Dans les lésions de gros troncs artériels, la plupart des chirurgiens amputent à la cuisse d'emblée. Ils considèrent même si la fémorale profonde est libre par exemple, que l'atteinte vasculaire va se compléter et qu'une amputation de jambe serait suivie très rapidement d'une réamputation.

Cependant, la possibilité actuelle de désobstruction des gros troncs ou encore l'observation d'une hygiène de vie convenable, un traitement hépatique, anticoagulant permettent, comme le conseille J.M. CORMIER, de pratiquer une amputation de jambe avec de

bonnes chances de durée. Quand on sait que la bilatéralité des lésions est fréquente chez les artéritiques et que l'amputation double de cuisse les condamne au fauteuil roulant, on comprend encore mieux l'intérêt d'avoir pu sauver un genou.

2°) Les traumatismes représentent 20 % des causes d'amputation. Les accidents de la voie publique, les accidents du travail sont les deux facteurs principaux ; s'y ajoutent les autres accidents : sports, chutes de circonstances diverses et, surtout, les infections et les pseudarthroses ayant résisté à toutes les tentatives de conservation.

3°) Les tumeurs représentent 5 % des amputations. Il est de règle pour le chirurgien d'amputer au-dessus de l'articulation sus-jacente à la tumeur.

Les tumeurs du pied étant plus rares que celles de la jambe, les amputations de cuisse pour tumeurs sont plus fréquentes que les amputations de jambe.

4°) Les malformations congénitales créent 5 % des amputés : elles comprennent :

pour ce qui intéresse les amputations de cuisse :

- les déficiences terminales transverses qui sont en fait des amputations congénitales ;
- les déficiences intercalaires transverses ou phocomélie justiciables d'une chirurgie permettant l'appareillage.

Les causes de ces malformations qui apparaissent

pendant la période de différenciation des bourgeons des membres peuvent être :

- chromosomiques avec un faible risque de transmission,
- génétiques avec les transmission suivant le mode dominant ou récessif,
- d'origine embryopathique, liées à une infection virale, une irradiation par rayons X, l'ingestion de produits toxiques.

5°) Les diverses, par exemple : ostéomyélites, membres gênants par déformation et troubles trophiques chez les poliomyélitiques.

B - CIRCONSTANCES

L'AMPUTATION A CHAUD

Lorsque l'état général impose d'amputer rapidement, l'intervention est dite "à chaud".

Deux des causes ci-dessous peuvent entraîner une intervention d'urgence :

- 1°) l'embolie artérielle - la gangrène bactérienne,
- 2°) le traumatisme.

1°) L'embolie artérielle, la gangrène bactérienne

Il est assez exceptionnel qu'elle impose l'amputation à chaud, car on espère toujours obtenir une revascularisation, soit par des procédés chirurgicaux de reperméation, désobstruction ou pontage, soit par des procédés médicaux utilisant les vasodilatateurs et les anticoagulants.

Cependant, certaines thromboses peuvent n'être pas supportées, créant des ischémies importantes évoluant vers une gangrène précoce, massive et choquante. Il faut amputer d'urgence.

2°) Le traumatisme

Dans les cas ci-après, le traumatisme impose l'amputation à chaud, le membre ne pouvant être conservé.

- a) régularisation d'un arrachement ou d'une section pratiquement complète,
- b) broiement rendant impossible toute réparation,
- c) ischémie,
- d) gangrène.

Toutes ces amputations faites d'urgence doivent être dominées par le souci de garder le maximum de longueur, tant au point de vue des parties molles que de l'os. Devant une fracture longitudinale, par un nettoyage des lésions osseuses, il faudra tenter de garder le fragment proximal sur toute la longueur possible et ne pas faire systématiquement une section transversale au-dessus de la lésion.

Il faut savoir qu'une amputation haute de jambe laissant seulement la tubérosité antérieure du tibia est toujours préférable à une amputation de cuisse, même si la marche peut apparaître inesthétique.

Ces amputations que l'on peut dire primitives exigent dans de nombreux cas une réamputation pour faire l'exérèse des parties devenues nécrotiques que l'on avait espéré pouvoir conserver.

pour régulariser le moignon, pour faire une ostéomyoplastie, pour refaire une forme, une cicatrice.

En fait, ces réamputations deviennent des amputations à froid qui peuvent alors être préalablement discutées, étudiées en fonction de l'étiologie et en fonction du blessé, de son âge, de son état général, de son activité, de ses conditions de vie.

CHAPITRE II

PREPARATION PSYCHOLOGIQUE DU MALADE

Les circonstances dans lesquelles est réalisée l'amputation sont variables.

o0o Tantôt, l'amputation a eu lieu d'emblée, au moment du traumatisme. (On peut encore considérer comme amputation d'emblée celle qui se fait dans les heures qui suivent l'accident). Dans ces cas, aucune préparation psychologique n'a été possible et la préparation physique est réduite aux seuls soins d'asepsie. Le pronostic vital est souvent en jeu et détermine l'ensemble de l'activité de l'équipe thérapeutique prenant le blessé en charge.

o0o Tantôt, la décision d'amputation est prise secondairement, après que des soins ou des tentatives de conservation se soient avérées impossibles.

Dans ce cas, le dialogue entre les soignants et le malade a pu s'établir longuement. Il est souhaitable que tous ceux qui auront à connaître le blessé après l'intervention puissent, chacun pour leur part et selon le rôle qu'ils auront à jouer, prendre des contacts avec le malade.

Ces contacts sont variables dans leur efficacité du moment, mais aucun n'est inutile pour l'avenir car la vie de l'amputé devient une sorte de consultation permanente soit auprès du chi-

rurgien, soit auprès du médecin, soit auprès du prothésiste.

o0o Il arrive parfois que l'amputation soit souhaitée par le malade :

- c'est le cas des malades qui souffrent : certains artéritiques ayant eu de nombreux traitements palliatifs devenus inefficaces,
- certains tumoraux
- certains paralysés douloureux ou gênés par un membre inerte,
- c'est le cas du traumatisé ayant subi de nombreuses interventions conservatrices pour pseudarthroses infectées.

Pour ceux-là, le problème psychologique est moins aigu avant l'intervention s'il reste entier après.

Mais pour les malades qui ne l'attendent pas, l'annonce de la nécessité de l'amputation les plonge dans le drame.

Quelle attitude doit prendre le chirurgien seul responsable de la décision opératoire ?

Autant de réponses que de manières pourraient être données à cette question. Mais nous pouvons les grouper en trois lignes de conduite dont l'usage plus ou moins imbriqué dépend des circonstances, de la psychologie du chirurgien et de celle qu'il connaît du malade.

o0o La première consiste, à l'occasion des visites à dégrader progressivement dans l'esprit du patient le segment de

membre malade. Cela peut se faire très simplement au début par un froncement de sourcil, un geste puis un mot, de sorte que le malade transforme de lui-même la perte inéluctable de son membre en une nécessité apaisante. C'est faire évoquer le bien-fondé d'un "assainissement".

o0o La deuxième ligne de conduite consiste à annoncer sans préambule la nécessité de l'amputation et à opérer quelques heures plus tard. Le choc est brutal mais en quelques mots, le chirurgien a pu montrer la nécessité de l'intervention de propreté et en même temps décrire les solutions d'avenir. La brièveté de l'attente empêche que le malade ne dépasse la dose d'angoisse tolérable.

o0o Enfin, d'aucuns pensent préférable, après avoir prévenu le malade, de lui faire prendre contact dans un Centre spécialisé avec des amputés en cours d'appareillage. Prenant ainsi conscience directement de ses futures possibilités et aussi des difficultés fonctionnelles qu'il aura à surmonter, le malade évite l'affabulation, pense et construit déjà ses solutions.

Les amputations pour tumeurs n'autorisent pas le chirurgien à certains de ces assouplissement psychologiques. La brutalité de la révélation du drame s'impose à lui et rien ne lui permet de préparer le malade. Celui-ci, quelque précaution oratoire que l'on prenne, ne peut admettre qu'il y ait une relation entre la douleur parfois banale qu'il ressent et l'amputation.

Si c'est une habitude, nous dirions presque une manière d'être pour le médecin ou le chirurgien que de savoir être apaisant, rassurant, même dans les moments graves, l'annonce de l'amputation pour tumeur lui retire en partie la véracité de son accent. Le malade sent confusément qu'il vient brusquement de s'établir une atmosphère de gêne, presque de mensonge, que sa famille, d'une maladresse bien intentionnée, recrée à chaque instant. Il ne sortira plus de cette ambiance. Par une sorte d'accord tacite, la tragédie jouée par chacun est acceptée comme étant la vie et le malade contrairement à tous les autres, ne veut plus savoir.

L'annonce de la vérité totale ou partielle, position psychologique combien discutée, peut parfois aider à faire comprendre la nécessité de la mutilation. Sur le moment même, le problème semble être résolu, mais il faut avoir vécu avec le malade dans les mois qui suivent pour savoir combien les questions qu'il pose et qu'il se pose peuvent créer une angoisse insupportable. Il en sait trop et pas assez.

En fait, l'attitude dans laquelle on se réfugie le plus souvent, est une sorte de rigidité neutre tempérée du désir volontairement apparent d'être rassurant et discret, ennuyé et froid, ralenti ou pressé par les circonstances. Certaines questions sont éludées avec désinvolture. A d'autres, il est au contraire donné des réponses trop longues, malgré le désir d'agir comme avec un amputé "banal". En un mot, le drame est né aussi pour le chirurgien et son équipe et chacun y vit depuis qu'il sait.

Quelle que soit l'attitude choisie par le chirurgien,

il est bien certain que rien ne doit être dit qui puisse être un leur-re, tant sur le genre d'appareillage que sur les possibilités fonctionnelles. Il est erroné de croire qu'on a résolu le problème de l'angoisse en créant des espoirs fallacieux. Le malade n'oublie rien de ce qui peut être son devenir et la déception devant l'épreuve de vérité est immense. Le problème a non seulement été reculé mais encore augmenté par tout ce que son imagination ainsi orientée a pu y ajouter.

Quoiqu'il en soit, la conversation avec le malade doit se conclure par une échappée vers le devenir positif laissant son esprit échafauder à partir de bases solides et réelles un avenir dominé par l'action.

Selon les causes qui conduisent à l'amputation et selon les périodes qui précèdent ou qui suivent, il va s'effectuer un transfert des responsabilités ou plutôt un déplacement de la direction de l'équipe soignante.

Le médecin qui a longuement soigné l'artéritique n'abandonne pas son malade en le confiant au chirurgien, son rôle prédominant jusqu'alors, s'efface devant l'importance que prend, dans la vie du malade, l'acte chirurgical.

Le chirurgien va avoir recours après l'amputation à toute une équipe que, pendant un certain temps, il va diriger et au sein de laquelle il va devoir trouver celui qui prendra le relai dans la responsabilité.

La bonne orchestration des variations des positions de chacun rend nécessaire qu'il n'y ait pas de nouveaux venus. Il

faut que chacun ait connaissance et conscience du rôle de tous les autres à tous moments pour qu'il ne se crée pas de ces ruptures thérapeutiques rares mais psychologiquement fréquentes, si douloureuses et si préjudiciables au blessé.

Avec le temps, l'importance de l'équipe va diminuer. Certains membres ayant joué leur rôle vont disparaître de l'horizon du malade. On peut schématiquement décrire ainsi la composition et l'évolution de l'équipe soignante :

Si le malade est déjà suivi par un médecin, celui-ci transfère sa responsabilité au chirurgien. Ce dernier est alors entouré d'un groupe comprenant les collaborateurs directs de l'acte chirurgical, anesthésistes, réanimateurs, médecins spécialistes à la préparation à l'intervention puis le médecin de rééducation fonctionnelle, le rééducateur spécialiste des problèmes de l'amputé et de son appareillage, le prothésiste, l'assistante sociale.

Après la période de soins chirurgicaux, la responsabilité du traitement passera entre les mains du médecin de rééducation fonctionnelle. L'influence du chirurgien diminue, réapparaît celle du premier médecin traitant ; apparaissent celles du rééducateur, du prothésiste, de l'assistante sociale.

Puis le masseur kinésithérapeute et l'assistante sociale, en principe, s'éliminent de la vie du mutilé. L'action chirurgicale est terminée. Restent les consultants permanents : le médecin traitant, le médecin de l'appareillage et le prothésiste qui peuvent cependant à toute époque de la vie du mutilé faire appel au chirurgien pour une modification du moignon, au kinésithérapeute pour une réé-

ducation nécessaire à un changement de type de prothèse, à l'assistante sociale pour des problèmes familiaux ou socio-économiques de mariage, d'enfants, de pension, d'indemnités ou de reclassement professionnel.

CHAPITRE III

CHIRURGIE

A - TECHNIQUES D'AMPUTATION

Les techniques chirurgicales ont évolué de la façon suivante :

Les premières amputations contrôlées consistaient en une section transversale du membre. Des modifications apportées à cette technique primitive conduirent à la création de deux techniques élaborées :

- 1°) celle des moignons dits "maigres"
- 2°) celle des moignons dits "étoffés".

La décision était laissée à l'appréciation du chirurgien et à ses habitudes compte tenu, comme on le verra, qu'un moignon de moins de 15 cm ne peut être qu'étoffé et que les moignons étoffés sont plus sujets à des troubles trophiques.

Pour les moignons étoffés, Dederich, en Allemagne, a proposé une technique d'amputation qui lui paraît convenir le mieux à l'emboiture de contact total. C'est l'ostéomyoplastie.

D'où en définitive, trois techniques chirurgicales encore en usage :

- le moignon maigre
- le moignon étoffé
- l'Ostéomyoplastie.

Préparation du malade

Elle est identique pour les trois types d'amputation envisagés. Le malade est placé en décubitus dorsal avec un volumineux coussin sous la fesse. Ceci permet, lors de la suture musculaire, de placer le moignon en hyperextension et adduction, c'est-à-dire dans la position opposée à l'attitude vicieuse que l'on observe ordinairement dans les suites opératoires. On pratique l'intervention sous garrot ou sous bande d'Esmarch mais il est indispensable de relâcher ce garrot ou cette bande au moment de la suture musculaire car les muscles doivent être parfaitement libres pour éviter les attitudes vicieuses.

1°) Le moignon maigre

Il s'agit de réaliser un moignon conique où les parties molles sont considérablement réduites, notamment en bout du moignon, région où l'os n'est revêtu que par la peau et l'aponévrose. Il faut donc sacrifier une partie importante des muscles du moignon. On incise la peau et l'aponévrose suivant la même ligne, sans décoller l'un de l'autre ces deux éléments. Ainsi sont constitués deux valves l'une antérieure, l'autre postérieure, cette dernière un petit peu plus petite que la précédente. On pratique alors la section musculaire, en commençant immédiatement au niveau de l'incision cutanée

et aponévrotique et en remontant obliquement dans la direction du fût osseux pour ne rejoindre celui-ci qu'une dizaine de centimètres au-dessus de l'incision cutanée. Ainsi, sur toute cette hauteur, les masses musculaires sont considérablement réduites en volume. On conserve soigneusement le manchon périosté et on le sectionne au même niveau que la peau après avoir ruginé l'os sur une hauteur de 1 cm 1/2 environ et l'avoir sectionné, on suture le périoste en bout du fût. On lie les vaisseaux séparément, on dissèque les nerfs et on les sectionne en les attirant vers le bas sans les lier ni les infiltrer. On lâche alors le garrot et on pratique une hémostase rigoureuse. Puis les muscles sont suturés en même temps que l'aponévrose en un seul plan en réunissant les deux lames antérieure et postérieure. On suture alors la peau de façon à réaliser une cicatrice distale et postérieure. La suture est effectuée depuis le milieu de l'incision vers ses bords car des recoupes cutanées sont souvent nécessaires pour éviter la formation d'exubérances ou "oreilles". On met enfin en place un drain de Redon entre les muscles et l'os. En quelques semaines, le moignon doit être sec. La cicatrice pour être la meilleure possible, devra être mobile sur le fût osseux.

2°) Le moignon étoffé

La technique chirurgicale pour ce type d'amputation est identique à la précédente mais le sacrifice musculaire est beaucoup moins important. Il faut donc sectionner les muscles de façon à pouvoir les suturer en bout du fût osseux de manière à leur donner un point d'appui pour la contraction.

Comme pour un moignon maigre, la section musculaire commence au niveau de la section cutanée mais elle se dirige beaucoup moins obliquement vers le fût osseux et le rejoint environ 3 à 4 cm au-dessus de la section osseuse. Celle-ci est située environ 3 centimètres au-dessus de la section cutanée. Le cône de section est donc beaucoup plus évasé que pour la technique précédente.

Cette technique permet de conserver pratiquement toute l'épaisseur musculaire en regard du fût osseux et de suturer en bout de celui-ci deux lames musculaires antérieure et postérieure. Ainsi, chacun de ces groupes musculaires peut se contracter grâce au groupe antagoniste. On réalise de cette façon un moignon étoffé qui présente en bout du fût osseux un certain tapis musculaire qui le sépare de la peau et qui contribue à la bonne contractilité du moignon.

3°) L'ostéomyoplastie

Cette technique se différencie des précédentes par trois temps :

- a) l'aponévrectomie
- b) l'ostéoplastie
- c) la myoplastie.

Les deux premiers temps (ablation de l'aponévrose superficielle et ostéoplastie) sont, dans l'esprit des auteurs qui ont préconisé cette méthode, destinés à combattre les troubles trophiques du moignon. En effet, ceux-ci sont rapportés à une stase vei-

neuse entretenue d'une part par la communication du canal médullaire osseux avec les parties molles en bout du moignon et d'autre part, par le tiraillement des veines qui se rendent de la peau aux muscles par l'aponévrose superficielle.

Il faut donc exciser cette aponévrose et obturer le canal médullaire en bout du fût osseux. Le temps de la myoplastie est constitué par la suture des muscles antagonistes à leur extrémité.

L'incision cutanée délimite deux valves comme pour les techniques précédentes mais la valve antérieure est beaucoup plus longue et plus large que la postérieure. Les extrémités de l'incision se trouvent donc à l'union des deux tiers antérieurs et du tiers postérieur de la cuisse. En effet, la vascularisation de la valve antérieure doit être parfaite pour éviter une nécrose, complication que l'on pourrait observer si l'on ne prenait cette précaution. Les valves sont relevées et séparées de l'aponévrose superficielle sur une hauteur d'environ 10 centimètres. Sur toute cette hauteur, il convient d'exciser complètement l'aponévrose superficielle. On prépare alors quatre languettes musculaires, interne, externe, antérieure et postérieure en pratiquant la section à environ 10 centimètres en-dessous de la limite supérieure du décollement cutané et en décollant les muscles du périoste. Celui-ci est sectionné environ à mi-distance du décollement musculaire puis incisé sur une hauteur de 1 à 2 centimètres environ et décollé de l'os. On pratique alors la section de celui-ci environ 2 centimètres au-dessus de la section périostique.

On lie les vaisseaux le plus bas possible et l'on traite les nerfs comme précédemment.

Le garrot est lâché, l'hémostase rigoureusement faite. Il est indispensable d'apprécier le recouvrement musculaire de l'extrémité osseuse en appliquant d'abord les lames interne et externe puis antérieure et postérieure. Il est parfois nécessaire de recouper l'os. On pratique l'ostéoplastie en fermant le canal médullaire par une pastille osseuse prélevée sur l'os sous-jacent, puis en suturant par dessus cette pastille, le manchon périosté.

Le moignon est alors mis en extension et adduction et les masses musculaires interne et externe suturées en bout. Cette sangle musculaire a tendance à glisser soit en avant, soit en arrière et pour éviter le glissement il est préférable de suturer les bords antérieur et postérieur de ces valves en remontant environ 2 à 3 cm au-dessus de l'extrémité osseuse. Ainsi la suture se fait toujours muscle à muscle et l'on évite de suturer des muscles au manchon périosté. Puis les lames antérieure et postérieure sont suturées de façon que la lame antérieure vienne entièrement recouvrir l'extrémité déjà préparée et que la suture musculaire soit faite largement en arrière.

Enfin, la peau est suturée après mise en place d'un drainage aspiratif et l'on a ainsi réalisé un moignon cylindrique présentant une bonne épaisseur de parties molles en bout du fût -parties molles uniquement musculaires et cutanées-.

A côté de cette technique de Dederich, il faut signaler la technique de Weiss qui consiste à fixer sous tension les languettes musculaires directement sur l'extrémité du fût osseux.

B - INDICATION ET CHOIX DE LA TECHNIQUE

L'ostéomyoplastie peut ne pas être réalisable ou être contre-indiquée.

1°) Elle peut ne pas être réalisable :

- a - parce que le sacrifice osseux nécessaire donnerait un moignon trop court
- b - parce qu'il existe des lésions des parties molles haut-situées.

2°) Elle est contre-indiquée :

- a - dans le cas d'une amputation pour cause septique, à cause de la diffusion de l'infection,
- b - dans le cas d'une amputation pour artérite à cause de l'aggravation de l'ischémie par les décollements qu'elle entraîne. Cependant, la technique de Weiss, moins délabrante, peut être utilisée.
- c - elle est contre-indiquée également quand la prothèse de contact ne peut être donnée à l'amputé, que ce soit parce qu'il ne peut faire les efforts nécessaires à la chausser ou que ce soit parce qu'il n'existe pas de fournisseurs susceptibles de la confectionner.

3°) Les facteurs de décision

Ainsi, lorsque le chirurgien est en présence de son malade, la décision du type d'amputation peut dépendre de plusieurs facteurs.

- a - L'ostéomyoplastie est possible et la prothèse de contact l'est aussi.

Les deux sont retenues.

- b - L'ostéomyoplastie est possible et la prothèse de contact ne l'est pas. C'est donc une contre-indication à l'ostéomyoplastie. Puisque la solution d'appareillage est une prothèse classique, la meilleure forme de moignon est le moignon maigre, car les troubles trophiques sont rares.
- c - L'ostéomyoplastie n'est pas possible, la prothèse de contact est possible. Dans ce cas, une option s'offre au chirurgien :
 - un moignon étoffé avec de bons muscles maintient et mobilise plus facilement la prothèse de contact. Si le moignon à faire peut être celui-ci sans risque, il vaut mieux un moignon étoffé.
 - si le moignon ne peut être étoffé, la prothèse donnée à l'amputé sera décidée par les aptitudes du blessé et de son moignon à supporter une prothèse de contact. Il arrive en effet que certains blessés à moignons maigres peuvent être appareillés avec ce type de prothèse et s'en trouvent mieux que d'avoir une prothèse classique.

C - SOINS POST-OPERATOIRES

Quelle que soit la technique de l'amputation, le pansement et les soins post-opératoires sont identiques. On recouvre la cicatrice par une lame de celloderme, des compresses et du coton, et un jersey collé est mis tout autour du moignon en laissant libre la cicatrice et en séparant l'extrémité du jersey en deux lames qui sont nouées pour maintenir en place le pansement. Une fois l'opéré alité, on dispose une traction de 1/2 à 1 kg sur le jersey de façon à diriger le moignon en extension complète et légère adduction. La cuisse est en position haute par surélévation des pieds du lit. Le drain est enlevé au 4e ou 5e jour et le pansement changé le 8e jour. Ce changement est un peu douloureux grâce au celloderme.

Chez les artéritiques, il est préférable de pratiquer la traction par deux bandes collées antérieures et postérieures, pour éviter la strangulation par le jersey collé.

CHAPITRE IV

A - APPAREILLAGE "IMMEDIAT"

On convient d'entendre par là, l'appareillage du blessé sur la table d'opération, avant son réveil. Cette technique était déjà employée au cours de la première guerre mondiale mais n'avait pas acquit droit de cité dans la chirurgie telle qu'elle était pratiquée alors.

Il y a quelques années, J. Berlemont de Berck eut l'idée de reprendre cette méthode et de l'appliquer systématiquement à ses opérés.

L'intervention terminée, un pansement léger est mis en regard de la suture et un jersey étroit réalise un pansement légèrement compressif. Des bandes de mousse plastique sont alors disposées aux points vulnérables, puis l'emboiture réalisée avec des bandes plâtrées. Cette emboiture doit être légère et ne doit pas comprimer l'extrémité du moignon.

On dispose en bout de cette emboiture un tube muni d'une articulation de genou à verrou et d'un pied, et ce tube est mis en place par l'intermédiaire de bandes plâtrées. On a donc réalisé une prothèse grossière dont il faudra changer l'emboiture chaque fois qu'elle sera même très légèrement désadaptée. Pour changer le pansement, on scie cette emboiture et une fois le pansement refait elle est immédiatement remise en place.

Théoriquement, la marche de l'amputé est possible dès le réveil. En fait, celui-ci ne peut porter le poids de son corps sur sa prothèse et ne doit parvenir à une marche correcte que très progressivement. La rééducation est donc commencée chez ce malade debout.

Certains auteurs pensent qu'il n'existe ni contre-indication, ni complication à cette méthode. La cicatrisation serait rapide, l'œdème évité, l'amyotrophie absente, le moignon indolore. La kinésithérapie serait simplifiée et l'appareillage définitif plus précoce. Enfin, les avantages psychologiques de cette reprise de l'activité dès le lendemain de l'intervention seraient indéniables.

Notre expérience, une cinquantaine de cas suivis dans le service du Professeur MERLE D'AUBIGNE et traités par les Professeur ag. MAURER ET BOMBART, ne nous permet pas de soutenir les conclusions ci-dessus.

Il semble que l'appareillage immédiat soit contre-indiqué chez certains malades, notamment les artéritiques et les septiques.

Par ailleurs, la cicatrisation per primam n'a pas été la règle. Une fois sur deux, elle a été arrêtée par des sphacèles cutanés, obligeant à déposer l'appareil immédiat et à retarder de 1 à 2 mois, la reprise de l'appareil d'entraînement.

Les douleurs ont été moins fréquentes que les nécroses mais leurs manifestations étaient considérables, intéressant le moignon dans son ensemble et obligeant également à retirer

l'appareil. Elles traduisaient l'existence d'un œdème, entraînant une compression.

Nous ne pensons pas que la reprise précoce d'une utilisation malgré tout réduite de la musculature du moignon puisse empêcher l'amyotrophie qui résulte normalement du serrage du plâtre, de l'agression chirurgicale et de la disparition du segment de membre sous-jacent à mouvoir. Quand on songe à la durée sur laquelle se poursuit une amyotrophie -de l'ordre de plusieurs mois malgré l'appareillage- on a peine à croire qu'un traitement immédiat de 15 jours puisse avoir une action préventive définitive.

La simplification de la kinésithérapie post-opératoire est indéniable. Il faut quand même suivre le malade dans ses déplacements, le conseiller quant à l'appui, surveiller, contrôler ou modifier l'adaptation de la prothèse.

Dans les procédés classiques, la kinésithérapie d'une durée de quelques minutes par jour ne présente pas de difficulté réelle, même, la plupart du temps, pour la remise debout au 8^e ou 10^e jour avec des cannes béquilles.

Enfin, en ce qui concerne la rapidité avec laquelle on peut atteindre la période de stabilisation du moignon autorisant l'appareillage définitif, il faut remarquer qu'elle n'est pas supérieure à celle qu'on obtient avec les procédés habituels bien conduits de l'appareillage différé.

Il semble que le délai de stabilisation ne puisse être raccourci au-delà d'un certain temps quels que soient les moyens et les soins employés.

Restent les avantages psychologiques. Certains avant l'intervention, ils peuvent se transformer en une déception douloureuse après, pour des raisons qui peuvent tenir de la difficulté à faire l'appareil ou encore du psychisme du malade qui a fabulé et découvre une vérité hélas peu esthétique et pas encore très fonctionnelle.

La discordance entre les résultats obtenus justifie l'étude approfondie qui se fait dans le monde entier.

Nous espérons pour notre part, découvrir la cause de nos échecs et préciser les indications d'une méthode qui ne peut sans doute et comme toujours, convenir à tous les cas mais qui est séduisante dans ses principes.

B - REEDUCATION

Elle a pour buts d'amener le blessé à l'appareillage définitif dans les délais les plus brefs et à lui donner une bonne maîtrise de celui-ci.

Selon les individus, leur âge, leur état général, leur faculté d'adaptation, leur adresse, son rôle peut être court et peu important ou, au contraire, long et décisif. Quoiqu'il en soit, en dehors de l'appareillage, les actes thérapeutiques restent assez simples et la rééducation est plus tributaire d'une obstination à vouloir la réussite qu'à l'élaboration de concepts compliqués.

La possibilité de se servir d'un appareil est variable avec l'adresse de chacun, mais en définitive, elle n'apparaît jamais devoir dépasser les aptitudes de bases humaines.

Cependant, il existe des difficultés dans la rééducation. Si nous avons longuement insisté au début de ce travail sur l'aspect psychologique de l'amputé, c'est que tout au long de sa vie et plus particulièrement au cours de cette période de rééducation et d'appareillage, son comportement avec la prothèse dépend du refus ou de l'acceptation de la lésion. Son état psychologique, si versatile, exige du rééducateur une solidité sans défaut pour faire face et répondre sans défaillance à ses besoins.

Il est commode pour décrire la rééducation d'un diminué physique de considérer trois parties plus ou moins imbriquées répon-

dant à une kinésithérapie locale et à une kinésithérapie générale.

La kinésithérapie locale centrée sur la lésion se préoccupe de la force musculaire des amplitudes articulaires, c'est la Récupération (R 1)

La kinésithérapie générale s'attache :

- à la réadaptation aux gestes usuels (R 2) plus ou moins perdus par le malade, selon la gravité du traumatisme et la durée de l'alitement.
- au réentraînement à l'effort (R 3) visant à exercer les fonctions cardio-respiratoires et à mettre en jeu toutes les fonctions métaboliques.

Si l'on excepte les tentatives d'appareillage immédiat sur table d'opération, l'amputé n'a pas de prothèse pendant une vingtaine de jours, temps nécessaire à la cicatrisation.

Celle-ci obtenue, il lui est successivement donné plusieurs appareils d'entraînement destinés à façonner le moignon avant la première prothèse définitive.

La rééducation peut être divisée en deux étapes, une avant tout appareillage, l'autre pendant l'appareillage.

I - LA REEDUCATION AVANT L'APPAREILLAGE

1°) Période des 10 premiers jours post-opératoires

C'est le temps pendant lequel le malade est alité, le moignon en traction continue.

La kinésithérapie commence au deuxième jour. Les mouvements de hanche sont possibles avec la traction-suspension soit en mobilisant le tronc et le bassin sur la cuisse, soit en se servant du cadre de traction et de ses poulies pour mobiliser le moignon lui-même.

Cette kinésithérapie locale R 1 prévient ainsi les attitudes vicieuses, possibles malgré la traction collée car le mutilé peut parfois prendre des attitudes antalgiques et les installer.

Elle entretient les muscles moteurs de la hanche et cherche à faire déclencher dès que possible, des contractions des muscles du moignon.

Tout ainsi contribue à la lutte contre l'œdème et les stases : la position oblique du moignon, le pansement compressif, la mobilisation active et les contractions de la cuisse.

Une kinésithérapie générale, R 2, apprend au malade à éviter les escarres par décompression fréquente du siège, en soulevant les fesses du lit, à atteindre les objets sur les côtés, à s'asseoir. Cette réadaptation facilite les soins d'infirmier.

Le réentraînement à l'effort, R 3, se limite à une séance de gymnastique générale quotidienne, comprenant des mouvements respiratoires, des exercices des membres supérieurs, du membre inférieur restant et du tronc. L'intensité de cette gymnastique doit être suffisante pour obtenir une accélération modérée des rythmes cardiaque et respiratoire dont le retour à la normale doit se faire dans les 2 à 3 minutes. On peut par un contrôle attentif de ces rythmes éviter l'apparition des petits signes classiques de fatigue : pâleur ou rougeur excessive du visage, tremblements, vertiges étourdissements.

2°) Période du 10e jour jusqu'à l'appareillage d'entraînement

Au 10e jour, la traction collée est enlevée et le malade peut se lever. La précaution essentielle pendant les levers est de prévenir le retour de l'œdème en position déclive par un bandage compressif du moignon soigneusement fait.

Ce bandage difficile à maintenir en place doit contenir entièrement le moignon et éviter tout bourrelet notamment à la racine de la cuisse. Il n'est pas utile que la bande soit tendue aux limites de ce qui est tolérable, mais un bandage trop lâche est évidemment inefficace. Il est pratiqué au lit avant tout lever, la hanche en extension et adduction pour éviter un flessum abductum qui n'a que trop tendance à s'installer pendant la marche. Pour mieux le maintenir en place, il faut faire un tour de bande autour des hanches. Ce bandage doit être refait aussi souvent qu'il se défait. Il est seulement retiré au moment où le malade se recouche.

En général, si le blessé n'a pas été longuement alité avant l'amputation, il apprend à se déplacer avec des cannes béquilles en trois ou quatre jours.

Si l'alitement a été prolongé, si l'état général est déficient, la remise debout peut exiger une ou plusieurs semaines. Dans ce dernier cas, l'appareillage devenu possible facilite la reprise de la marche.

De toutes façons, la kinésithérapie prend à cette période, son plein effet.

Il devient possible en récupération R 1 de demander des efforts véritables aux muscles de la hanche. La cuisse libérée de sa traction peut être mue dans tous les plans et dans toutes ses

amplitudes, notamment l'extension.

Les contractions des muscles du moignon, destinées à le "globuliser", difficilement commencées dans les premiers jours en raison de l'inhibition due à la proximité de l'agression chirurgicale, s'affirment. La globulisation qui résulte de la contraction simultanée des masses musculaires de toute la cuisse n'est pas, à proprement parler, naturelle. La contraction se fait plus volontiers alternativement des muscles antérieurs aux muscles postérieurs. Le blessé doit l'apprendre. Le contrôle de la réussite de la globulisation par la main du kinésithérapeute l'aide à bien percevoir ce que l'on attend de lui. De la facilité à exécuter ces contractions dépend ultérieurement la bonne contention de l'appareil.

La réadaptation R 2 est commencée avec la reprise de la station debout et des déplacements. La durée doit en être très progressive malgré le bandage : quelques minutes le premier jour, puis vingt minutes, puis une heure puis plusieurs fois dans la journée. Les déplacements s'allongent et se diversifient.

Le réentraînement à l'effort encore timide, se précise et une gymnastique générale très dosée devient possible.

II - LA REEDUCATION AVEC L'APPAREILLAGE D'ENTRAINEMENT

1°) La prothèse d'entraînement

a) Indications

Entre le vingtième et le trentième jour, les pressions sur le tissu cicatriciel, d'une façon modérée sont possibles. Il est alors procédé à la fabrication d'un appareillage d'entraînement, mais

il faut se rappeler que la cicatrice reste encore fragile. Il arrive qu'elle soit mise en tension par un œdème important. Il faut alors retarder l'appareillage car une pression sur ce moignon tendu pourrait faire éclater la cicatrice, créer une phlyctène et une zone d'escarification dont la tendance à l'extension est vive et dont la réparation est lente malgré l'arrêt du port de l'appareil malencontreux.

Il faut, en présence de ces moignons particulièrement œdématiés, vers le vingtième jour, demander à l'amputé de s'aliter 48 ou 72 heures avec un bandage maintenu en permanence.

Cependant, le fait remarquable et qui exige du thérapeute une grande souplesse d'adaptation de ses décisions, est que la lutte contre les attitudes vicieuses ou contre l'œdème n'est jamais aussi efficace qu'avec l'appareillage.

La précocité de cet appareillage reste donc le but premier. Elle a en outre des conséquences heureuses et décisives sur le psychisme du blessé. Il est impatient, on ne déçoit pas son attente. Il se retrouve debout sur deux points d'appui, il a un aspect plus tolérable pour les autres. En outre, nombre de douleurs fantômes s'estompent ou disparaissent avec le port de ses premiers appareils.

Le moignon va se modifier très rapidement. Il faut plusieurs fois changer l'emboiture pour suivre la réduction de volume. Seul l'usage de bandes plâtrées permet la fabrication extemporanée d'une emboiture adaptée dans des conditions de rapidité et de commodité suffisante pour ne pas laisser le moignon sans son élément de traitement.

Cette emboiture plâtrée a évidemment un caractère

très provisoire. Elle est cependant fixée à chaque fois sur les éléments constitutifs d'une prothèse, identique à ceux de la prothèse qu'on espère donner en définitive à l'amputé.

Cette prothèse qui permet de façonner le moignon, d'habituer les points d'appui, d'éduquer les automatismes, d'étudier les possibilités et la conception du futur appareillage, c'est la "prothèse d'entraînement".

b) Fabrication

Il s'agit de faire un moulage très adhérent de la cuisse en orientant la forme de l'extrémité supérieure pour donner une entrée à peu près quadrangulaire qui évitera la rotation de la prothèse autour du moignon et créera une assise sous-ischiatique.

Le principal de la difficulté réside dans la recherche de cet appui sous-ischiatique car il faut déprimer les téguments de la face postérieure de la cuisse et de la fesse avec une certaine énergie pour être sous l'ischion et conserver cette situation pendant la prise du plâtre.

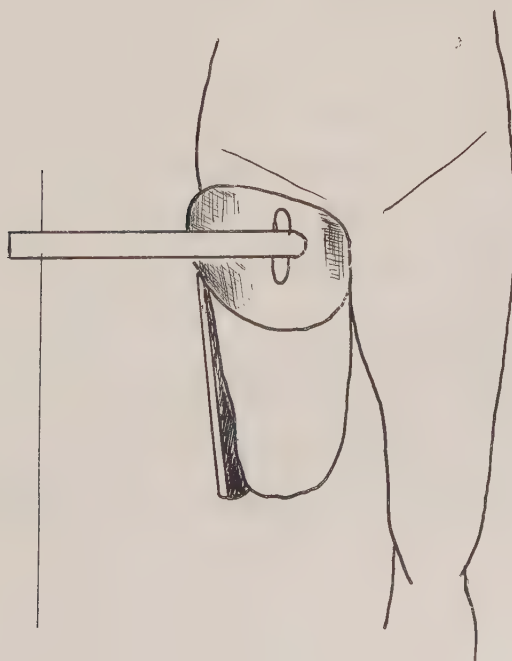
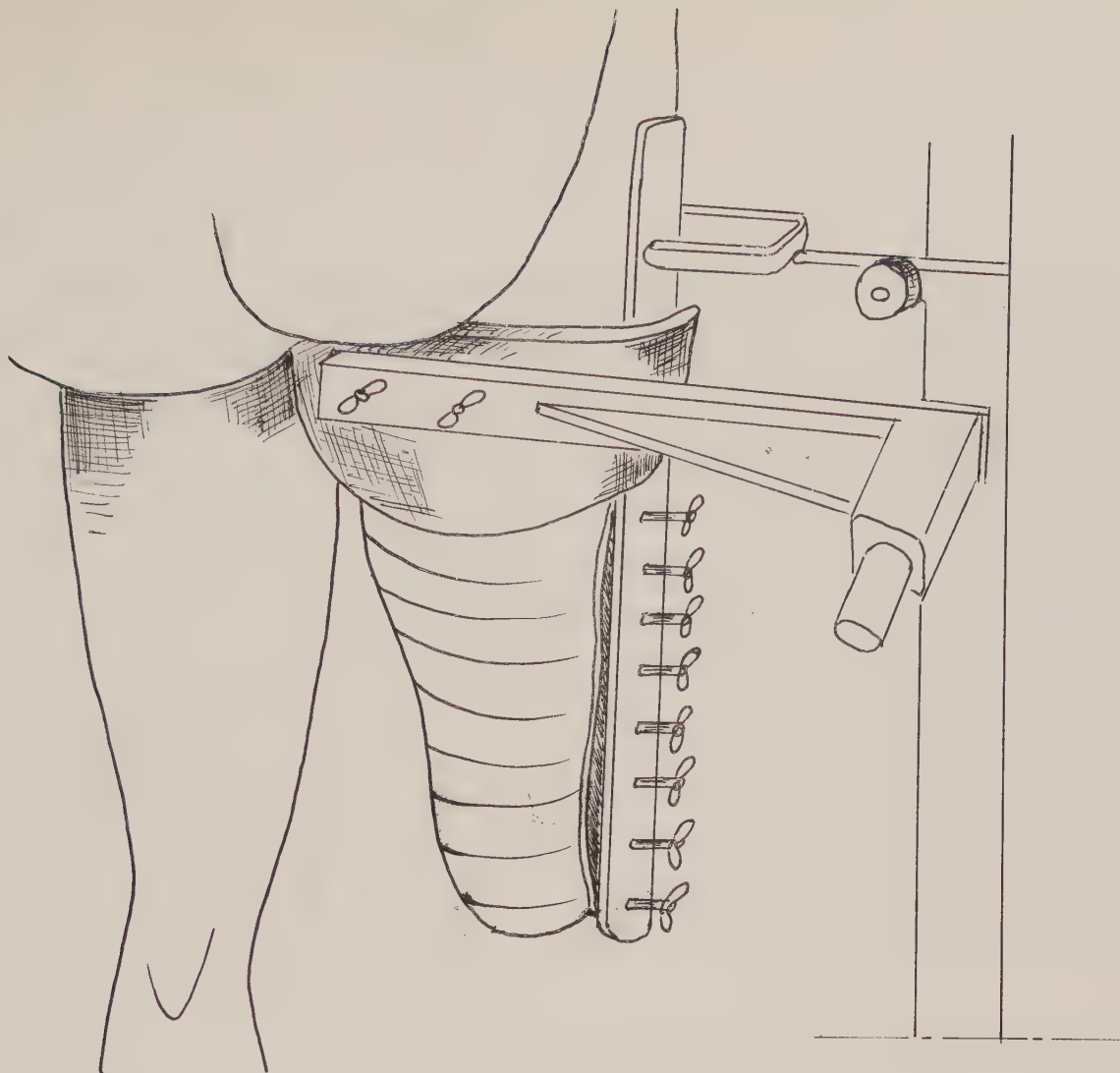
L'entrée préfabriquée en couronne sur laquelle on viendrait fixer le reste du moulage, séduisante dans son principe, l'est moins dans son application car le serrage se répartit tout autour de la cuisse, ne donnant pas la pression sur les téguments postérieurs dont il est fait état plus haut. Une meilleure solution est apportée par l'utilisation d'une assise sur laquelle le blessé vient s'appuyer avant le séchage des bandes plâtrées, le poids du corps déprime suffisamment les masses molles et le blessé qui a été éduqué dans ce sens avant le moulage, recherche sur cette assise,

l'appui confortable. Pendant la prise du plâtre, on oriente le moignon pour qu'il ait la meilleure extension possible, qu'il soit en adduction suffisante pour répondre à une symétrie d'attitude des deux membres en position debout. Enfin, la face externe de l'emboiture en plâtre est aplatie au maximum par une réglette qui suit la direction du fémur, (schéma 71).

Deux verticales sont tracées sur le plâtre : l'une sur la face extérieure, l'autre sur la face antérieure. Elles sont destinées à situer le genou et le bas de jambe. Elles passent par une position présumée du pied et de la cheville. Des accouplements réglables interposés autoriseront toutes les modifications d'alignement qui doivent aboutir à une marche convenable.

Comme nous l'avons dit plus haut, la prothèse d'entraînement se désadapte très vite par diminution de volume du moignon, par fonte de l'œdème et atrophie. Les compensations par les rembourrages avec des feutres ou des manchons tubulaires de jersey sont insuffisantes et la prothèse doit être refaite dans les 3 ou 4 premiers jours. Cette deuxième prothèse d'entraînement aura une durée moins éphémère et cette fois, les plaques de feutre placées aux endroits convenables en permettront l'utilisation pendant 8 ou 10 jours, temps au-delà duquel une 3e emboiture sera nécessaire.

Le moignon maigrit de partout ; les jersey tubulaires superposés sont donc justifiés mais il est des zones qui maigrissent plus que d'autres, notamment les faces antéro-internes et postérieures de la cuisse. C'est donc dans les parties correspondantes de l'emboiture que l'on cherchera plus volontiers à combler les vides par du feutre. Il faut noter que ces prothèses qui respectent les points dou-



loureux, s'il en existe, recherchent toujours le contact total. Les moyens de suspension sont réduits le plus possible. Notre expérience nous prouve que dans la presque totalité des cas, quel que soit l'âge de l'amputé, la seule adhérence de la prothèse au moignon suffit pour la maintenir en place. Seuls les moignons très courts exigent que l'on ajoute une ceinture ou un bandage "silésien".

La troisième prothèse d'entraînement permet en général, d'amener le moignon à un état volumétrique stable. Quand on a constaté pendant trois semaines qu'aucune modification n'avait dû être apportée à l'emboiture, on admet que le blessé peut recevoir une prothèse ayant les caractéristiques des appareils définitifs. L'emboiture est alors en matériau dur, bois ou plastique et la partie sous-jacente comporte une finition complète, tant du point de vue technique que du point de vue esthétique.

Sous une surveillance attentive, l'apprentissage du port de la prothèse est pratiquée suffisamment pour que le malade puisse rentrer chez lui ce qui, psychologiquement, est d'ailleurs très souhaitable.

Cependant, le moignon continue à maigrir et dans le temps variable d'un à quatre mois, il va être nécessaire de changer l'emboiture. Cette première prothèse, bien que répondant aux caractéristiques des appareils dits "définitifs" n'a eu, en réalité, qu'une durée très provisoire. Elle n'aura été que "semi-définitive" comme la qualifie le Cahier des Charges de l'Administration qui demande que certaines finitions ne soient pas exécutées pour faciliter le changement de l'emboiture et la conservation du reste de la prothèse.

2°) Rééducation avec l'appareil

Depuis la première prothèse d'entraînement, la rééducation est devenue surtout une éducation. L'amputé apprend à connaître les points d'appui convenables de son corps dans la prothèse, à s'équilibrer sur son appareil dans des positions et des situations variées, à le mouvoir avec facilité dans tous les plans en provoquant les contractions nécessaires pour en conserver le contrôle, à répéter les efforts pour que son utilisation réponde aux exigences de la vie courante. Il apprend également tout ce qui concerne l'hygiène de son moignon et les précautions à prendre pendant l'utilisation de sa prothèse.

RECUPERATION "R 1"

Les amplitudes de l'articulation sus-jacente à l'amputation et la force musculaire sont suffisamment sollicitées par le port quotidien des appareils d'entraînement pour que l'on n'ait plus à s'en préoccuper avec des mouvements spécifiques.

Par contre, les exercices de globulisation du moignon sont poursuivis. Leur action prend un caractère plus fonctionnel. Ils consistent à demander au mutilé de retenir et de contrôler dans des attitudes variées, une emboiture volontairement alourdie et qui devient trop large, à la façon dont on retient une pantoufle mal chaussée. Les contractions deviennent alors plus habiles. L'écueil de cet exercice réside dans l'apparition possible de douleurs fantômes dues à l'intensité des contractions. Il faut, dans ce cas, en réduire la fréquence ou l'arrêter.

READAPTATION "R 2"

C'est en fait une adaptation à une situation nouvelle représentée par l'utilisation permanente d'un engin de remplacement :

Le mutilé doit apprendre :

- les soins de son moignon : une bonne hygiène prévient les troubles cutanés qui pourraient survenir avec la macération, une sudation excessive ou la négligence de petites ulcérations ou infections superficielles.
- la pose du bandage : elle est essentielle en dehors des heures du port de la prothèse et pendant toute cette période d'utilisation de la prothèse d'entraînement où le moignon est sujet à des variations de volume. Le mutilé apprend à confectionner le bandage d'une façon convenable pour éviter les bourrelets et les attitudes vicieuses.
- le chaussement de la prothèse : ce n'est pas une opération simple. Le bon placement des masses molles à l'intérieur de l'emboîture exige une sensibilité proprioceptive et extéroceptive qui s'affine avec le temps. L'habileté à tirer sur le jersey augmente avec la répétition du geste et diminue les efforts.
- la marche et les gestes usuels : si la prothèse est confortable et bien alignée, la marche ne pose pas de problèmes particuliers au mutilé. Il sent spontanément ce qu'il doit faire pour avancer. Il n'y a donc pas à proprement parler de rééducation analytique de la marche. Cependant, l'assurance dans les déplacements résulte de la multiplication d'exercices comme les changements de rythmes, les changements de direction, les retours, les marches en terrains variés...

Certaines boïteries, obligatoires en raison de la brièveté du moignon peuvent être "camouflées" par la mise en œuvre de qualités naturelles de coordination et de sens de l'équilibre. Si le mutilé est seul à savoir comment il peut compenser, les observations et le contrôle du rééducateur sont le plus souvent indispensables.

Les gestes usuels peuvent se répartir en deux classes fonctionnelle : enjamber - monter et descendre. Les exercices proposés se ramènent à apprendre et à perfectionner la suppléance indispensable par le membre sain. On y ajoute des exercices non spécifiques d'un geste quelconque mais qui sont destinés à donner une véritable maîtrise de la prothèse : exercices d'équilibre, exercices d'adresse, mobilisations et balancers du membre appareillé.

REENTRAINEMENT A L'EFFORT "R 3"

La somme des efforts qu'exige l'utilisation d'une prothèse est considérable et supérieure à celle dépensée par un individu sain pour des gestes identiques.

Le réentrainement à l'effort a pour but de faire acquérir la résistance nécessaire.

Cette résistance peut s'obtenir avec et sans la prothèse. C'est la "mise en condition" du sportif.

- Sans la prothèse, ce sont les exercices aquatiques, la leçon de culture physique,
- Avec la prothèse, ce sont tous les déplacements plus ou moins prolongés en ascension, en descente, sur terrains variés et tous les

jeux fonctionnels qui ont l'avantage de dériver le psychisme pendant un temps.

Ce réentraînement à l'effort limité, dans les premiers jours de l'amputation, à quelques exercices respiratoires se poursuit tout au long de l'appareillage et atteint une intensité qui reste à chaque instant en rapport avec l'âge et les conditions d'état général du mutilé.

Cette notion de réentraînement à l'effort peut surprendre si elle est maintenue chez certains amputés âgés ou malades.

On est cependant souvent stupéfait de l'état de dégradation physique auquel sont parvenues certaines personnes en raison d'une hygiène de vie insensée et qu'elles croyaient bonnes : alimentation déraisonnable, arrêt de tout exercice physique, cures médicamenteuses spontanées répétées...

La reprise à tout âge d'une vie "plus saine" et d'une activité contrôlée rend à ces personnes des possibilités d'activité qu'elles ne se connaissaient plus.

Chez les artéritiques, ce réentraînement à l'effort est peut-être encore plus nécessaire. Il a pour but de créer une adaptation circulatoire à l'effort réglé. Il favorise, aux dires des cardiologues, la création d'une circulation de suppléance dans les territoires où les troncs artériels sont en voie d'obstruction. L'exercice doit être très strictement surveillé du point de vue médical avec des contrôles cardiologiques fréquents. Il doit également tenir compte très strictement des possibilités individuelles, des temps de retour à la normale du rythme respiratoire, du pouls, de la tension artérielle. Il faut connaître le délai d'apparition éventuel de la

crampe sur le membre restant. Cette crampe une fois connue, ne doit plus être reproduite par l'exercice qui doit rester lui-même infra-liminaire. On constate avec le temps et l'entraînement un recul d'apparition de ce phénomène douloureux d'ischémie.

Ainsi compris, le réentraînement à l'effort, loin d'être une débauche d'activité à tendance sportive non contrôlée, banissant toute idée de compétition, peut, en fonction de chaque individu, lui redonner sans le fatiguer, le bon usage d'un organisme qu'il employait mal.

Ce triptyque de la rééducation R1, R2, R3, volontairement consacré à la partie "mécanique" et dépouillée de son contexte psychologique n'a donc pas mis en évidence l'action profonde du médecin et des rééducateurs sur l'acceptation et l'utilisation par le mutilé de sa prothèse, sur son comportement et ses réactions devant les problèmes que vont poser tout au long de sa vie, son état d'amputé. Tous les rapports, tous les contacts que permet la rééducation, doivent être utilisés à le renseigner, l'informer pour qu'il connaisse ses devoirs vis à vis de lui-même, ses justes exigences vis à vis de ceux qui peuvent l'aider, ses droits vis à vis de la Société.

TROISIEME PARTIE

ETUDE DU PASSE - LEÇON POUR L'AVENIR

CHAPITRE I

STATISTIQUES

Les chiffres suivants portent sur l'étude de 480 dossiers d'amputés de cuisse dont 313 exploitables, tirés de 2 000 dossiers d'amputés des membres inférieurs. Les plus anciens ont dix ans de recul, les plus récents, trois ans.

De ceux qui ont moins de cinq ans de recul, la plupart continuent à être suivis.

De ceux qui ont plus de cinq ans, la plupart ont été suivis pendant 3 à 4 ans, 10 % sont encore suivis.

Au cours de ces dix années, l'évolution de la qualité du recrutement des mutilés à appareiller par notre organisme (état général traité, précocité des soins tant pour la rééducation que pour l'appareillage) l'évolution des techniques chirurgicales, prothétiques et de rééducation ont été importantes. Se sont améliorées également, qui ont eu une influence sur le résultat, les assistances sociales et les liaisons administratives dont dépend l'amputé.

Aussi, les enseignements qu'on peut tirer sont assez propres à notre organisme, sa façon de faire et son évolution ; les enseignements de portée générale sont peu nombreux en raison de

l'hétérogénéité de la population et de la mouvance de la valeur d'une même variable par rapport aux critères.

Ceux que nous avons pu faire ressortir sont établis à partir de la méthode de Belson dont nous donnons plus loin quelques caractéristiques.

En outre, quelques comptages peuvent donner lieu à éclaircissement ou réflexion.

A - COMPTES ET POURCENTAGES

VENTILATION SUR DERNIER DOSSIER

RECU 10 ANS

EFFECTIF 313

11 - Age

3 % 10 à 17 ans
17 % 17 à 30 ans
15 % 30 à 40 ans
12 % 40 à 50 ans
17 % 50 à 60 ans
24 % 60 à 70 ans
12 % au dessus de 70 ans

12 - 73 % vivants - 27 % décédés

Le pourcentage élevé de décès en 10 ans (27 %) tient :

1°) à ce que la population est âgée, 36 % de plus de 60 ans et que parmi ceux-ci, le nombre d'artéritiques est majoritaire.

2°) à ce que le nombre des amputations pour tumeur maligne est élevé (18 %).

14 - Profession

53 % sans	15 % manuel léger debout
6 % manuel lourd debout	1 % manuel lourd assis (conducteur d'engins)

9 % manuel léger 12 % intellectuel assis
assis

4 % intellectuel debout

15 - Reclassement

1 % A. I. (absence d'information) 85 % pas de reclassement
12 % avec succès 2 % tentative infructueuse

Tous les amputés en début de séjour ont été présentés au Service de reclassement du Ministère du Travail. 86 % n'avaient pas besoin d'être reclassés ou ne pouvaient l'être en raison de l'âge, de l'état général ou des possibilités intellectuelles, eu égard à l'infirmité. 14 % ont subi un stage de rééducation professionnelle ou un reclassement direct. 12 % avec succès.

Il ne nous a pas été possible de préciser le nombre de reprises du travail :

- certains mutilés ayant repris une activité rémunérée officielle à des temps indéterminés après l'appareillage et l'ayant abandonnée à plus ou moins longue échéance.
- certains ayant repris une activité rémunérée officieuse dont il était impossible de contrôler l'importance au point de vue fonctionnel et l'ayant poursuivie ou abandonnée dans des délais inconnus.

16 - Conditions sociale d'environnement

2 % A. I. 19 % moyen
71 % bon 9 % mauvais

17 - Déménagement à cause de l'amputation

1 % A. I. 91 % non

7 % oui

18 - Etiologie traumatique

5 % trauma A. T. , A. V. P.	4 % guerre
7 % trauma A. T. , non A. V. P.	8 % autre trauma
21 % trauma A. V. P.	

19 - Délai entre trauma et amputation

3 % A. I.
56 % non trauma
14 % amputés d'emblée (36e heure)
27 % secondaires

20 - Etiologie non traumatique

9 % diabétiques
23 % artérite athéromateuse ou embolie artérielle
1 % neurotrophique (Thévenard)
3 % infections (ostéomyélite)
18 % tumeurs
1 % amputé congénital
1 % malformation congénitale

Les statistiques occidentales (Angleterre, Danemark, Suède, France) font état d'un pourcentage d'amputés pour artérite égal à 70 % du total des amputations. Les tumeurs apparaissent pour 5 % et les traumatismes pour 20%, le reste appartenant à des causes diverses.

On note que les pourcentages présentés ici ne sont

donc pas représentatifs d'un échantillonnage normal, puisque nous avons 44 % de traumatiques, 32 % d'artéritiques et 18 % de tumeurs.

21 - Etiologie artéritique

- 16 % amputés de cuisse d'emblée
- 5 % après sympathectomie
- 2 % après intervention vasculaire
- 3 % après sympathectomie et chirurgie vasculaire
- 4 % après amputation de jambe
- 1 % après sympathectomie et amputation de jambe
- 1 % après intervention vasculaire et amputation de jambe.

22 - Etiologie septique

- 22 % septiques
- 72 % non septiques

24 - Techniques d'amputation

- 18 % classique maigre
- 78 % classique étoffé
- 4 % ostéomyoplastie

25 - Retouches pour raisons osseuses (5 %)

- 1 % rallongement du moignon par greffe
- 1 % raccourcissement
- 2 % cal vicieux, rectification, etc...

26 - Retouche pour altération des parties molles

- 2 % suppuration
- 1 % peau altérée
- 1 % cicatrice vicieuse
- 1 % névrome douloureux, neurotomie locale

27 - Conséquence des retouches sur la forme du moignon

- 1 % classique maigre
- 7 % classique étoffé
- 1 % ostéomyoplastie

28 - Longueur du moignon avec parties molles

- 2 % plus petit que 7 cm
- 5 % 7 à 10 cm
- 12 % 10 à 15 cm
- 21 % 15 à 20 cm
- 51 % 20 à 30 cm
- 9 % plus grand que 30 cm

29 - Distance entre l'extrémité distale du moignon et l'emplacement de l'interligne articulaire

- 13 % plus petit que 10 cm
- 85 % égale ou plus grande que 10 cm

30 - Longueur des parties molles

- 77 % plus petite que 5 cm
- 20 % plus grande que 5 cm

31 - Diminution des périmètres à la racine entre les derniers examens

45 % n'ont pas diminué
11 % de 1 à 5 %
10 % de 5 à 8 %
4 % de 8 à 10 %
10 % de 10 ou plus de 10 %
20 % A. I.

32 - Diminution des périmètres en bout

49 % n'ont pas diminué
12 % de 1 à 5 %
10 % de 5 à 8 %
6 % de 8 à 10 %

33 - Volume du moignon entre les deux derniers examens

35 % stable
6 % instable, le moignon passe par des phases de grossier et de maigreur (interrogatoires et contrôle)
8 % grossi
40 % maigri
10 % A. I.

34 - Etat de la peau

93 % en bon état
2 % suppuration
1 % dermatoses
2 % cyanose

1 % ulcération

1 % sclérose

35 - Etat de la cicatrice terminale

73 % normale (position, souplesse)

11 % adhérente

6 % anfractueuse

1 % suppurante

6 % mal placée

37 - Etat des muscles

24 % absence de contraction

28 % contraction faible

38 % bonne contraction

38 - Etat de l'os (principal défaut)

92 % normal

2 % ostéite

6 % fût saillant

1 % exostose

39 - Douleur

74 % non douloureux

2 % par cicatrice défectueuse

1 % par ostéite

5 % par névrome

9 % douleur diffuse

6 % douleur fantôme

40 - Fantôme

32 % absence de fantôme

42 % présent, bonne position, indolore

16 % présent, bonne position, douloureux (la différence de pourcentage avec la rubrique précédente provient de ce que l'on a noté la douleur la plus importante)

3 % présent, bonne position, très douloureux

1 % présent, mauvaise position, douloureux

1 % présent, mauvaise position, très douloureux

Avant tout appareillage, les pourcentages s'établissent ainsi :

- 27 % absence de fantôme

- 50 % présent, bonne position

- 14 % présent, bonne position, douloureux

- 4 % présent, bonne position, très douloureux

- 0,33 % présent, mauvaise position, douloureux

En comparant le nombre de fantômes douloureux -21 % avec le pourcentage -6 % des douleurs fantômes annoncées à la rubrique 39 -Douleur- (qui correspond à la douleur qui a gêné le malade), on constate que les trois quart des fantômes douloureux ne sont pas considérés comme gênants par le mutilé. Par l'interrogatoire, on apprend que pendant le port de la prothèse, les douleurs fantômes s'estompent : le fantôme s'estompe avec l'appareillage.

41 - Traitement pour douleur

90 % pas de traitement dont 16 % voient leur douleur

disparaître ou devenir très tolérable avec l'appareillage.

7 % traitement médical (drogues)

1 % physiothérapie

1 % sympathectomie

42 - Flexum

17 % de 1 à 10°

18 % de 10 à 20°

6 % de 20 à 30°

2 % égal ou supérieur à 30°

43 - Abductum 15 %

13 % de 1 à 10°

2 % égal ou supérieur à 10°

44 - Etat des membres supérieurs

81 % bon

17 % déficient

1 % absence d'un membre supérieur

45 - Etat du membre inférieur opposé

57 % bon

7 % déficient par traumatisme

46 - Poids

21 % maigre (15 kg au dessous du poids normal)

55 % normal

- 16 % obèse : poids normal + 5 à 20 kg
- 4 % obèse : poids normal + 20 kg et plus

47 - Déficits variés

- 26 % déficits cardio-vasculaires
- 5 % neurologique
- 2 % pulmonaire
- 1 % cécité
- 3 % éthyl
- 3 % pusillarimite
- 10 % déficits autres

48 - Psychisme

- 57 % bon
- 27 % moyen
- 15 % mauvais

Vouloir qualifier d'un mot l'ensemble des caractéristiques psychologiques d'un individu est sûrement une simplification excessive. Dans le cas présent, il s'agissait d'exprimer une opinion volontairement dépouillée sur le comportement et sur les réactions de l'amputé face à son handicap, son appareillage et ses thérapeutes.

52 - Matériau d'emboiture

- 9 % pas d'emboiture définitive
- 11 % duralumin
- 4 % plastique
- 74 % bois

53 - Type d'emboiture

- 10 % pas d'emboiture
- 12 % cylindrique
- 19 % quadrilataire 1/2 adhérent
- 29 % quadrilataire adhérent
- 29 % contact

Ces rubriques font bien apparaître le caractère propre à l'organisme d'où sont parties ces statistiques.

Le fait d'avoir un grand pourcentage de prothèses à emboiture en bois tient à l'organisation de l'atelier et à la qualification du personnel employé.

Le petit nombre de prothèses de contact tient à ce que cette technique est apparue pour les amputés de cuisse dans le dernier tiers du temps de l'étude.

54 - Type de prothèse

- 10 % pas de prothèse
- 23 % pilon
- 67 % jambe

55 - Type de genou

- 10 % pas de prothèse
- 18 % pas de genou
- 35 % genou physiologique

- 13 % genou à axe sans verrou
- 10 % genou à axe + verrou facultatif
- 12 % genou à axe + verrou obligatoire
- 2 % genou à axe + frein stabilisateur

56 - Type de pied

- 10 % pas de prothèse
- 22 % pas de pied
- 47 % pied articulé classique
- 3 % pied "S T"
- 18 % pied caoutchouc

57 - Type de suspension

- 10 % pas de prothèse
- 45 % pas de suspension
- 26 % ceinture silésienne
- 7 % ceinture avec damier ou jarretelle
- 3 % ceinture avec poulie sous-cuisse
- 6 % avec baudrier ou bretelles
- 3 % pièce de hanche

58 - Chaussement de la prothèse

- 10 % pas de prothèse
- 82 % peuvent la chausser seuls
- 7 % ne peuvent la chausser seuls

211 - Cotation générale de la marche

- 40 % pas de prothèse ou avec deux cannes-béquilles
- 20 % médiocre ou avec une canne
- 8 % passable
- 11 % assez bien
- 13 % bien
- 5 % très bien

Evaluation qualitative

Critères retenus pour coter la marche (en terrain plat) :

Boiterie des épaules - boiterie du bassin - longueur et égalité des pas - marche en abduction, en fauchant - utilisation de la flexion du genou - ressaut du genou - marche avec attaque exagérée du talon - raclage du sol - élévation sur la plante du pied opposé - rythme de la marche - assurance - appréciation du mutilé, confort, fonction esthétique

L'exigence des critères retenus pour côter la marche fait ressortir des résultats dont l'ensemble est plus que médiocre puisque 29 % seulement sont assez bien, bien ou très bien. (Marcher sans boiterie avec une prothèse de cuisse est une gageure !) Mais en définitive, comme on le verra au critère 240, l'appréciation générale des thérapeutes est différente est fait ressortir 63 % de résultats convenables .

212 - Douleur au port de la prothèse définitive

- 82 % ne souffrent pas
- 4 % souffrent à l'ischion

- 5 % souffrent à la branche ischio-pubienne
- 3 % souffrent aux adducteurs.
- 3 % souffrent à l'extrémité du moignon
- 2 % douleur diffuse

213 - Blessure au port de la prothèse définitive

- 93 % ne blessent pas
- 4 % blessent à la fesse
- 2 % blessent à la région des adducteurs
- 1 % blesse à l'extrémité

215 - Durée journalière d'utilisation

- 14 % n'utilisent pas la prothèse ou n'ont pas de prothèse
- 3 % utilisent moins de deux heures
- 9 % de 2 à 5 heures
- 8 % de 5 à 8 heures
- 9 % de 8 à 10 heures
- 16 % de 10 à 12 heures
- 41 % 12 heures et plus

216 - Rayon d'action avec prothèse sans soutien, d'une traite

- 44 % rayon d'action nul
- 12 % 10 à 100 mètres
- 11 % 100 à 300 mètres
- 5 % de 300 à 500 mètres
- 3 % 500 mètres à 1 kilomètre
- 4 % 1 à 2 kilomètres

10 % 2 à 5 kilomètres

9 % 5 kilomètres ou plus

217 - Soutiens habituels

5 % alités

32 % 2 béquilles

9 % 2 cannes

26 % une canne

28 % pas de soutien

218 - Rayon d'action d'une traite avec prothèse et soutiens habituels

14 % nul

12 % 20 à 100 mètres

10 % 100 à 300 mètres

10 % 300 à 500 mètres

13 % 500 mètres à 1 kilomètre

15 % 1 à 2 kilomètres

14 % 2 à 5 kilomètres

10 % 5 kilomètres et plus

222 - Douleur en position assise

82 % ne souffrent pas

8 % douleur en avant

7 % brûlure en arrière

225 - Utilisation du fauteuil roulant

85 % ne l'utilisent pas

- 3 % l'utilisent accessoirement
- 8 % le fauteuil est prédominant dans les déplacements
- 3 % fauteuil permanent pour tous les déplacements

226 - Utilisation de la prothèse

- 10 % pas de prothèse
- 4 % ne l'utilisent pas, volontairement, sans cause organique
- 4 % ne l'utilisent pas, par aggravation du déficit organique
- 1 % ne l'utilise pas : douleur par prothèse
- 0 % ne l'utilise pas : douleur de moignon
- 81 % l'utilisent

227 - Tierce personne nécessaire

- 29 % oui
- 71 % non

228 - Conduite de voiture automobile

- 25 % oui
- 73 % non

230 - Pratique de petits sports : Ping-pong, boules etc...

- 12 % oui
- 87 % non

231 - Sports aquatiques

- 8 % oui
- 91 % non

232 - Ski

3 % oui
96 % non

233 - Délai entre amputation ou la dernière retouche et la prothèse d'entraînement

17 % pas de prothèse d'entraînement
1 % immédiat
3 % de 1 à 15 jours
8 % de 15 à 30 jours
10 % de 30 à 60 jours
20 % de 60 à 120 jours
24 % de 4 à 12 mois
9 % plus d'un an

Dans la période considérée, l'articulation très serrée du Centre de Rééducation avec le service du Professeur MERLE D'AUBIGNE a permis que les opérés parviennent au Centre dans les délais brefs de 12 jours à 1 mois. Il n'en a pas été de même avec la grande majorité des autres amputés pour lesquels soit une absence de place, soit une méconnaissance des possibilités de traitement du Centre ont fait différer les admissions. Enfin, pour un certain nombre -109- des complications de l'état général ou de l'état local ont retardé l'appareillage.

235 - Temps entre l'amputation ou la dernière retouche et la prothèse définitive

10 % pas de prothèse définitive.
3 % moins de trois mois
3 % 3 à 4 mois
5 % 4 à 5 mois
10 % 5 à 6 mois
10 % 6 à 8 mois
19 % 8 à 12 mois
23 % 12 à 24 mois
17 % plus de 24 mois

236 - Temps entre la première prothèse d'entraînement et la première prothèse définitive

10 % pas de prothèse définitive
7 % 0 à 15 jours
3 % 15 à 30 jours
6 % 1 à 2 mois
9 % 2 à 3 mois
29 % 3 à 5 mois
17 % 5 à 8 mois
14 % 8 à 12 mois
5 % plus de 12 mois

54 % ont eu une prothèse définitive dans les 5 mois
qui ont suivi la première prothèse d'entraînement.

Les 36 % restant représentent des mutilés à moignons

instables, des ennuis cutanés mineurs, des infections superficielles.

239 - Durée totale de séjour

50 %	appareillés en externat
14 %	1 jour à 1 mois
14 %	1 à 2 mois
11 %	2 à 3 mois
8 %	3 à 5 mois
2 %	5 à 8 mois
1 %	8 mois et plus

240 - Appréciation des thérapeutes en ce qui concerne l'appareillage définitif

10 %	pas de prothèse
11 %	très bien
29 %	bien
23 %	assez bien
14 %	passable
13 %	mauvais

Il est tenu compte non seulement de l'aspect de la marche en terrain plat mais :

- de la fonction en général, c'est-à-dire des possibilités d'utilisation de la prothèse dans les gestes usuels,
- de la durée journalière d'utilisation
- de la durée pendant laquelle la fonction apparaît convenable puis se dégrade

- du rayon d'action
- de l'indolence
- de l'esthétique de la prothèse

Tous ces éléments servent d'information pour juger du résultat obtenu par rapport au "pronostic fonctionnel" qu'on pouvait faire avant l'appareillage et qui se basait sur :

l'état général - les tares éventuelles - l'état du membre inférieur restant - l'âge - l'habileté - les "qualités du moignon" - le psychisme et son retentissement sur la participation à l'appareillage et à la rééducation - enfin, le type de prothèse à fournir.

242 - Appréciation du blessé

- 10 % pas de prothèse définitive
- 26 % très contents
- 41 % contents
- 12 % insatisfaits
- 3 % très mécontents
- 3 % béats
- 3 % prostrés

L'appréciation des mutilés - 67 % de "contents ou très contents" - est assez parallèle aux appréciations du thérapeute (240) où 63 % ont été considérés "assez bien, bien ou très bien".

Les chiffres du critère 240 concernent l'appréciation des thérapeutes au moment de la réception de la dernière prothèse définitive connue. Les chiffres du critère 242 concernent l'appré-

ciation des mutilés avec un recul d'utilisation pouvant aller de 6 mois à 2 ans. Il semble donc que l'appréciation des thérapeutes à la remise de la prothèse soit en même temps un pronostic.

Avec ce même recul, les thérapeutes constatent des dégradations dans l'adaptation dont nous n'avons pas fait l'analyse mais qui sont de l'ordre de 15 à 30 % et la constance de satisfaction des mutilés fait alors apparaître une tolérance de leur part qu'on pourrait appeler une adaptation à un appareil en partie désadaptée. Dans ces cas d'ailleurs, il ne peut jamais s'agir de douleur ni même de diminution de la fonction, mais seulement de l'esthétique de marche.

B - QUELQUES ENSEIGNEMENTS TIRES AVEC LA METHODE DE BELSON

Dans une population donnée, il est vraisemblable et raisonnable de penser qu'un critère est influencé dans son apparition par l'existence de variables.

Mais toutes les variables présentes dans une étude ne sont pas forcément liées à un critère

La méthode statistique cherche à montrer dans quel cas il y a seulement concommittence sans corrélation et dans quel cas il y a corrélation entre la variable proposée et le critère à "expliquer".

Nous avons utilisé la méthode de Belson. Elle consiste, pour l'étude d'un critère, à faire éclater la population initiale en un nombre de sous groupes aussi élevé que possible, chacun de ceux-ci ayant par rapport au critère considéré, le comportement le plus homogène possible.

Dès la première opération, la population est divisée en 2 sous- groupes en opposant l'influence de chacune des variables aux autres. On retient celle qui permet la meilleure séparation entre les sujets présentant le critère étudié et les autres, en d'autres termes celle qui permet la séparation entre 2 sous-populations ayant l'un le plus grand pourcentage d'individu présentant le critère étudié et l'autre, le plus faible pourcentage.

Cette variable retenue est cependant soumise au test de liaison, test mathématique (s'appuyant sur les courbes de Gauss) permettant en fonction de l'importance de la population étudiée d'af-

firmier que la variable est explicative. Ce test est le Khi². Plus il est élevé, plus significatif il est.

A partir de ces 2 sous-groupes, une deuxième dichotomie sur chacun permettra alors de diviser la population en 4 sous-groupes présentant les caractères d'homogénéité précités, ces divisions étant "expliquées" par de nouvelles variables et ainsi de suite.

Il faut noter que l'étude en quelque sorte verticale (par descente de l'échelle des sous-groupes successifs) peut être complétée par une analyse de type horizontal. Il s'agit de l'étude à un même niveau des valeurs respectives des différents Khi² des autres variables par rapport à celui de la variable retenue. Ceci permet de se rendre compte toujours à un niveau donné de la plus ou moins grande prédominance de l'explication choisie.

Il faut noter également que les variables proposées par la méthode comme explicatives ne peuvent être choisies que parmi celle initialement proposées. Aussi peut-on, dans certains cas, arriver à des solutions dites triviales ou l'explication proposée en premier est une évidence et qu'une étude plus poussée de l'utilisation de la méthode pouvait éliminer.

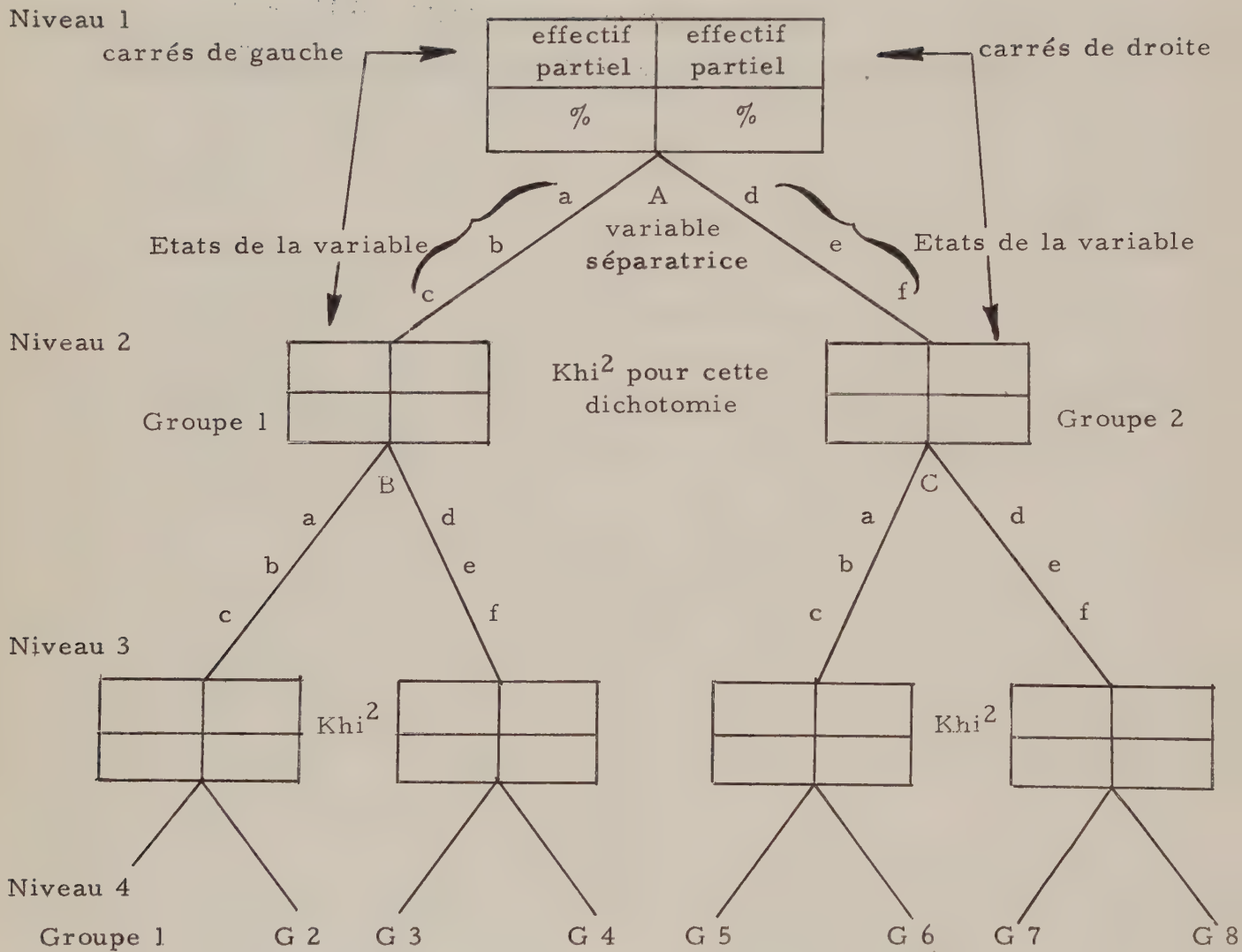
L'étude que nous avons faite avec le concours de la S. E. M. A. (Société d'Economie et de Mathématiques Appliquées) une des premières du genre, n'a pas échappé aux pièges ci-dessus.

Ainsi, dans la recherche de la cause des décès où nous avons pensé trouver une influence de l'amputation elle-même (de la technique opératoire, de la valeur du moignon, du type de prothèse, de la fatigue que son usage entraîne et de l'état général, etc) avons-nous vu apparaître que la variable qui expliquait le mieux le décès

était l'existence d'une maladie mortelle !

L'élimination de ces pièges est longue et fastidieuse.
Nous nous contenterons de proposer quelques "arborescences".

Effectif total



Lecture du tableau - Etude Belson

Les différents états du critère sont ramenés à 2.

C'est indiscutable si le critère ne comprend que deux états, exemple : 1 - mort, 2 - vivant. C'est arbitraire si le critère a été étudié avec plus de deux états, exemple : durée d'utilisation de la prothèse ; 8 états, de 0 à 1 heure, de 1 à 2 heures etc... Ces 8 états sont ramenés à 2, 1-moins de 8 heures et 2-plus de 8 heures (car nous considérons qu'à partir de huit heures, l'utilisation d'une prothèse est "rentable"). Ils sont écrits à gauche et à droite de l'effectif total.

L'échelle comprend des niveaux dont le n° 1 est au sommet. Chaque niveau est composé d'autant de groupes qu'il y a de blocs de 2 carrés.

Les carrés comprennent en haut l'effectif, en dessous le pourcentage par rapport à la somme des 2 effectifs du groupe. Pour chaque groupe, les carrés de gauche renferment les individus présentant l'état 1, les carrés de droite, l'état 2.

Entre les traits de liaisons des niveaux, on trouve le numéro de la variable qui a fait procéder à la meilleure dichotomie. Le long de ces traits sont marqués les états de cette variable. Entre les groupes, et 2 à 2, est indiquée la valeur du χ^2 de cette dichotomie.

T₀ ler examen fait

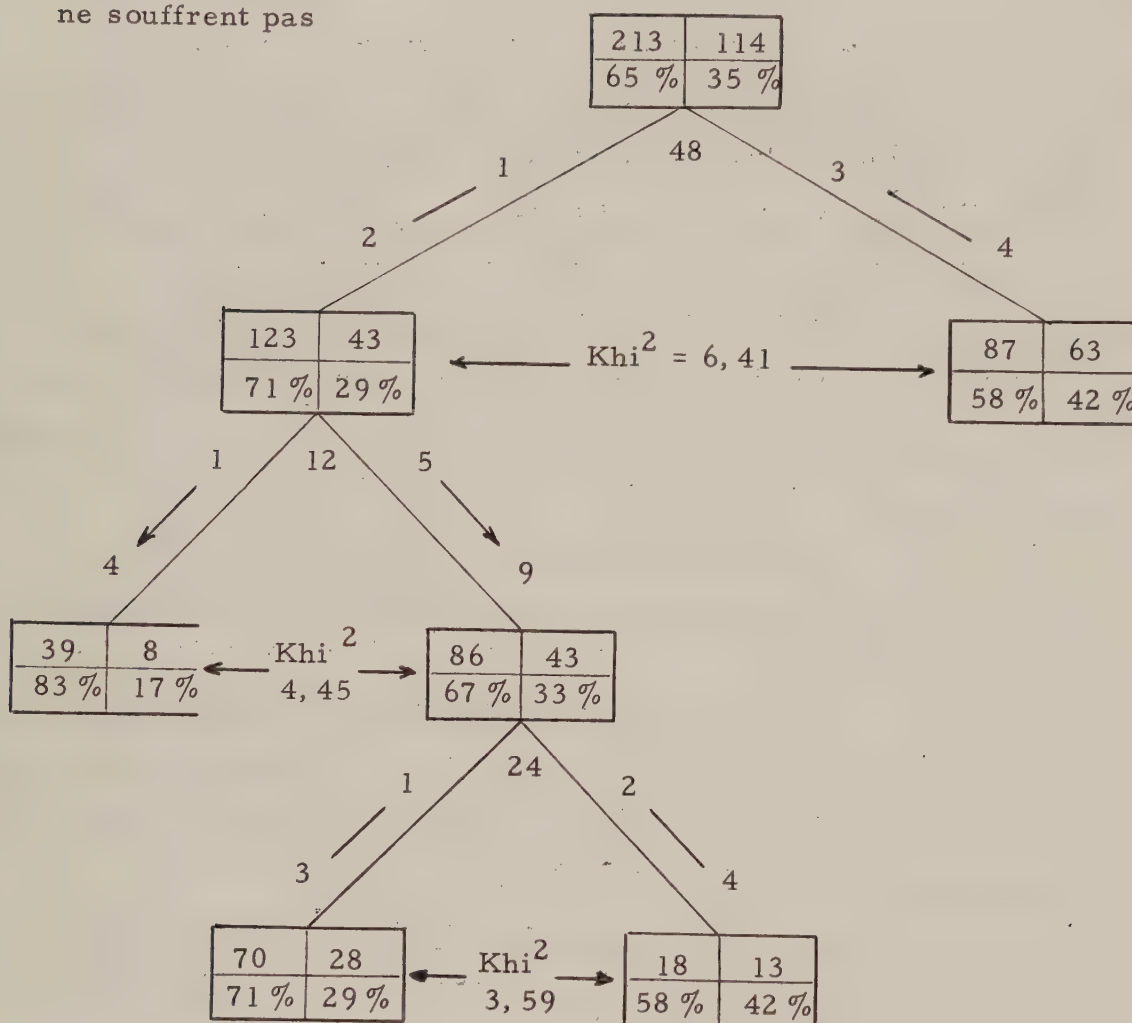
CRITERE 39

Douleur

Effectif 327

carrés de gauche
ne souffrent pas

carrés de droit
souffrent



48 = Psychisme

1 = A. I. 2 = bon

3 = moyen 4 = mauvais

24 = techniques d'amputation

1 = A. I. 2 = moignon maigre

3 = moignon étoffé 4 = ostéomyoplastie

12 = Age

1 à 4 = moins de 30 ans

5 à 9 = plus de 30 ans

Commentaires sur Etude Belson à T₀

CRITERE 39

Douleur au premier examen

La population étudiée a un effectif de 327.

213 personnes déclarent ne pas souffrir, soit 65 % contre 114 qui accusent une douleur (intéressant l'amputation), soit 35 %.

De tous les critères étudiés, l'état du psychisme est celui qui semble le plus influencer sur la perception de la douleur. 71 % des personnes qui ont un "bon" psychisme ne souffrent pas ; alors que celles qui ont un psychisme moyen ou médiocre présentent une douleur dans 50 % des cas environ (58 - 42).

Si les personnes à bon psychisme sont âgées de moins de 30 ans, elles ne souffrent pas dans 83 % des cas.

Si elles sont âgées de plus de 30 ans, alors la technique d'intervention intervient et les personnes à moignon étoffé ne souffrent pas dans 71 % des cas. (A noter que la cotation : ostéomyoplastie, de la variable 24 n'a pas de signification statistique dans le cas présent puisqu'il n'y en a qu'une).

Nota :

Ce que nous entendons par "bon psychisme" a été évoqué page 231. Il y a bien évidemment une corrélation réciproque entre la douleur et le psychisme. Mais il est bien certain également que l'état douloureux n'est pas toujours déterminant de l'état psychique.

T₁ (Examen à la remise de la prothèse définitive)

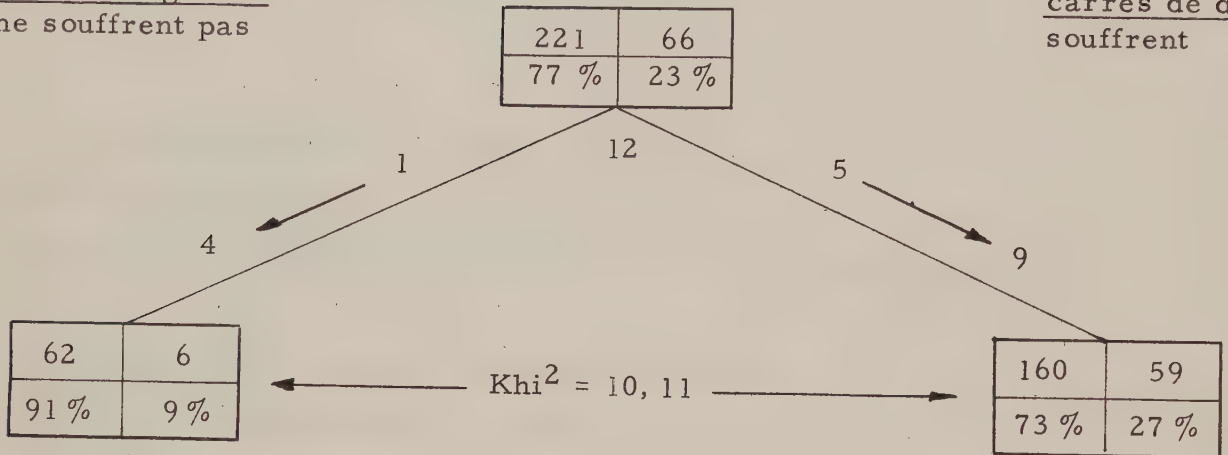
CRITERE 39

Douleur

Effectif 287

carrés de gauche
ne souffrent pas

carrés de droite
souffrent



12 = Age

1 à 4 = moins de 30 ans

5 à 9 = plus de 30 ans

Commentaires sur Etude Belson à T₁
(à la remise de la prothèse définitive)

CRITERE 39

Douleur

La population étudiée a un effectif de 287. Par rapport à l'étude précédente, au premier examen, 40 ont été perdus de vue pour raisons diverses, inappareillables, refus d'appareillage, malades etc. . .

Sur cette population de 287, 221 déclarent ne pas souffrir et 66 souffrir, soit respectivement 77 % et 23 %.

Au dessus de 30 ans, la proportion de ceux qui souffrent par rapport à ceux qui ne souffrent pas est identique à la précédente. On ne peut donc conclure de l'influence de l'âge après 40 ans sur la douleur.

Mais au-dessous de 30 ans, 91 % déclarent ne pas souffrir avec un coefficient de corrélation de 10, 11. Ceci rejoint l'étude précédente où le fait d'avoir moins de 30 ans laissait présager un bon résultat quant à la douleur.

T 1 (à la fourniture de la 1ère prothèse définitive)
Cotation générale de la marche

CRITERE 211

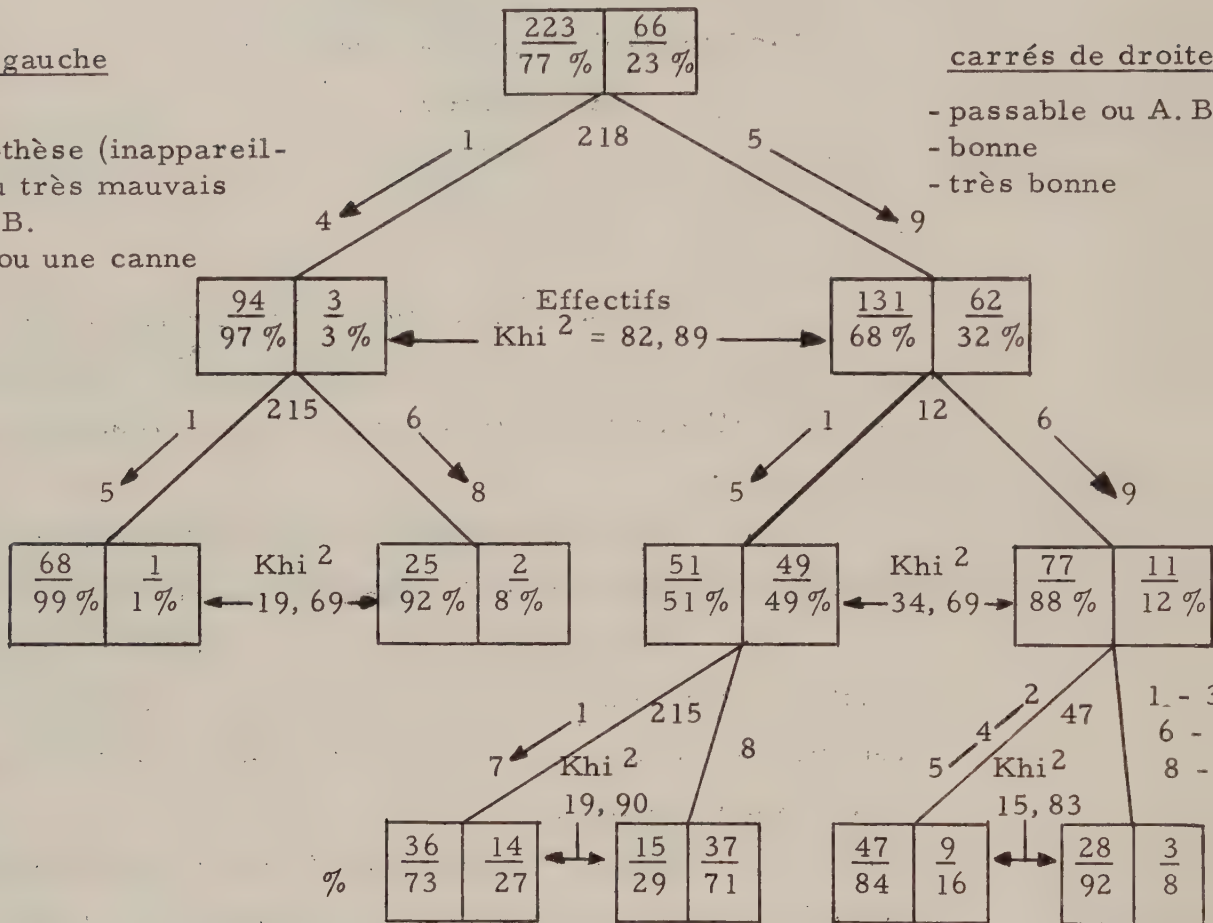
EFFECTIF 289

carrés de gauche

- A. I.
- pas de prothèse (inappareillable) ou très mauvais ou 2 C. B.
- médiocre ou une canne

carrés de droite

- passable ou A. B.
- bonne
- très bonne



- 2 = absence de déficit
- 4 = pulmonaire (0 cas)
- 5 = cécité (1 cas)

- 1 = A. I.
- 3 = neurologique
- 6 = diabète
- 7 = éthyl
- 8 = pusillanime
- 9 = autres

Commentaires sur Etude Belson à T₁
(examen à la remise de la prothèse définitive)

CRITERE 211

Cotation générale de la marche

L'effectif est de 289 mutilés. La cotation générale déterminée selon les critères exposés dans les résultats par compte est peu encourageante puisque 77 % sont médiocres ou inappareillables, 23 % seulement vont de passable à très bon.

Nous avons parlé d'évidences au début de l'étude Belson.

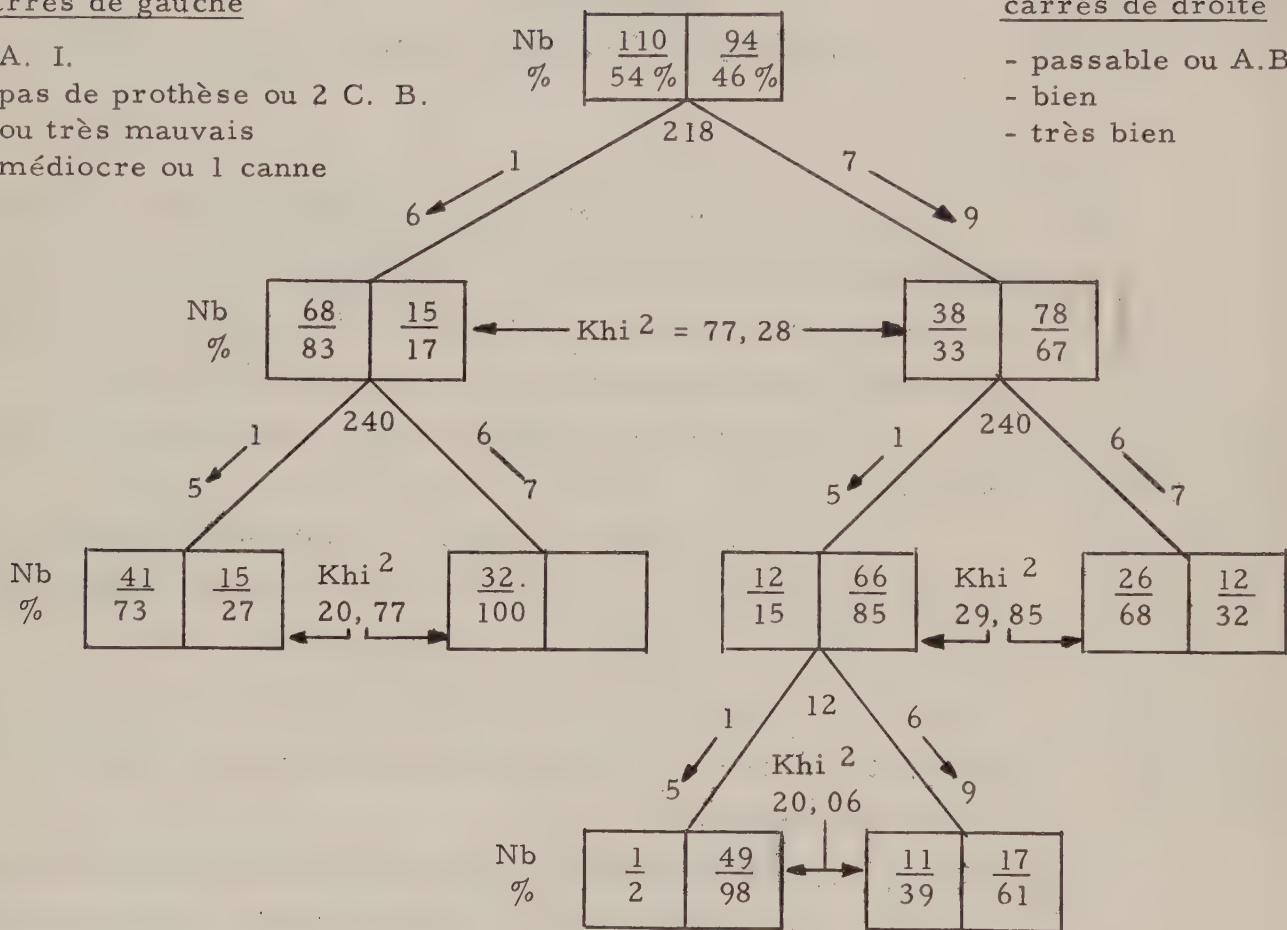
Le niveau 2, groupe 1, montre une corrélation évidente entre la cotation générale de la marche et le rayon d'action d'une traite qui influe sur la première à 97 %.

Il en va de même avec la durée journalière d'utilisation de la prothèse. Une très petite utilisation est corrélative d'une mauvaise marche.

Par ailleurs, pour ceux qui font plus de 500 mètres, ils ont une chance sur deux que la marche soit meilleure, s'ils ont moins de 40 ans. Là encore, le rayon d'action d'une traite est corrélié avec la cotation de la marche : 71 % de ceux qui portent leur prothèse plus de 8 heures, qui ont moins de 40 ans et qui font plus de 500 mètres auront une bonne marche.

CRITERE 211
EFFECTIF 204

- passable ou A.B.
- bien
- très bien



218 = Rayon d'action d'une traite avec soutiens habituels
1 à 6, moins d'un kilomètre 7 à 9, plus d'un kilomètre

240 = Appréciation des thérapeutes (au sortir du Centre de rééducation)
1 à 5, supérieur ou égal 6 à 7, passable et mauvais
à AB

12 = Age
1 à 5 = moins de 40 ans 6 à 9, plus de 40 ans

Commentaires sur Etude Belson à T'

CRITERE 211

Cotation générale de la marche

L'effectif est de 204 mutilés.

Cette étude, comme la précédente, montre l'évidence de l'influence de l'utilisation de la prothèse sur la qualité de la marche. En général, plus on va loin avec une prothèse et mieux on marche et réciproquement.

Une remarque est à faire quant à l'apparition de la variable "appréciation des thérapeutes" ; nous avons expliqué qu'elle était prise au sortir du centre. Elle semble, un an après, au minimum, être confirmée.

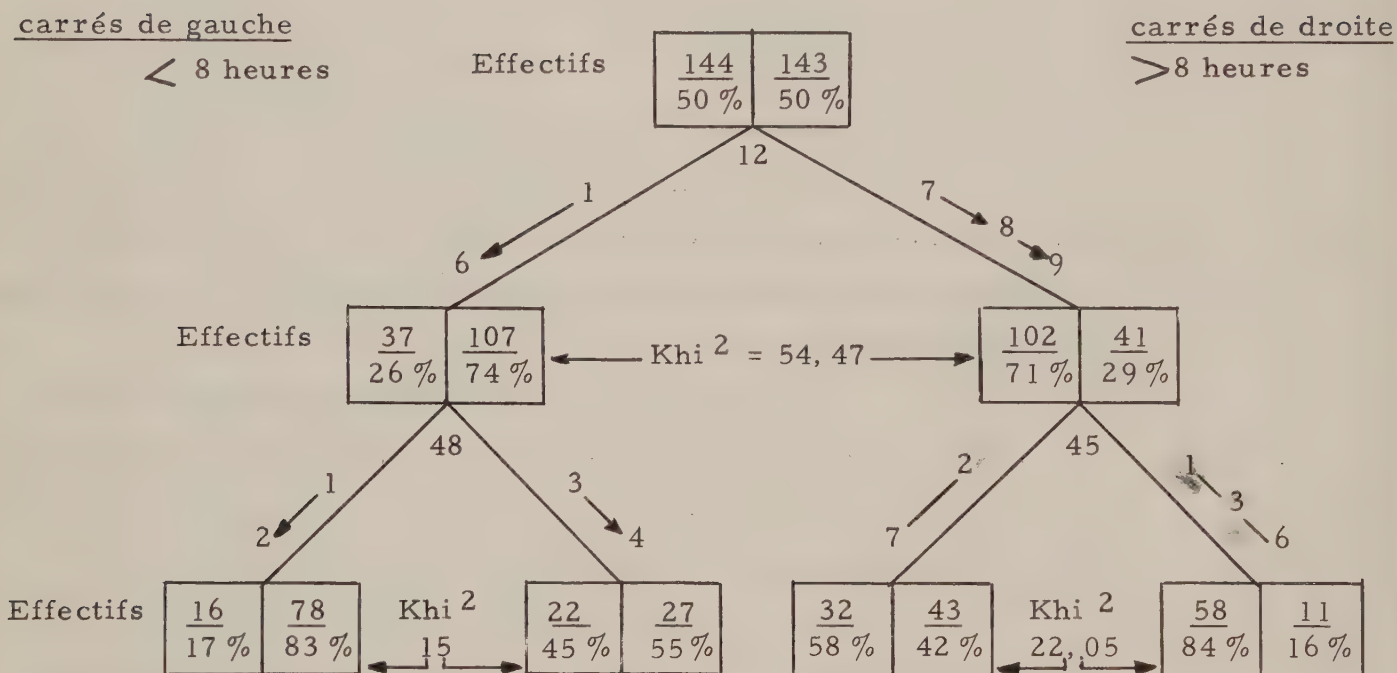
Et, une fois encore, les moins de 40 ans qui font plus d'un kilomètre sont assurés d'avoir une marche convenable.

T₁ (au sortir du Centre de rééducation
avec la prothèse définitive)

CRITERE 215

Durée d'utilisation de la prothèse

EFFECTIF 287



12 = Age

1 à 6 = moins de 50 ans

7 à 9 = plus de 50 ans

45 = Etat du membre inférieur opposé

1 = A. I.

2 = bons

3 = déficient par traumatisme

4 = déficient par artérite

5 = amputation tibiale

6 = amputation de cuisse

7 = déficient pour causes
diverses

48 = Psychisme

1 = A. I.

2 = bon

3 = médiocre

4 = mauvais

Commentaires sur Etude Belson à T₁

CRITERE 215

Durée d'utilisation de la prothèse au sortir du Centre

La population étudiée a un effectif de 287.

Cette population se partage en parties égales pour ce qui est de la durée d'utilisation de la prothèse en dessous et au-dessus de 8 heures.

Mais une très forte proportion de ceux qui la porte plus de 8 heures, 74 % (107 sur 144) a moins de 50 ans.

Parmi ces personnes de moins de 50 ans, celles qui ont un "bon" psychisme sont assurées à 83 % de porter leurs prothèses plus de 8 heures. Celles qui ont un psychisme défaillant ont une chance sur deux d'utiliser leur prothèse 8 heures.

Parmi les personnes âgées de plus de 50 ans, 29 % (moins d'un tiers) porteront leurs prothèses plus de 8 heures.

Si ces personnes ont un bon membre opposé, 42 % d'entre elles utiliseront leur prothèse plus de huit heures. Bien évidemment, celles qui ont un mauvais membre inférieur opposé risquent à 84 % de ne pas utiliser leur prothèse 8 heures.

A la limite, on peut dire :

Avoir un "bon" psychisme pour un être "encore jeune" assure de porter la prothèse plus de 8 heures.

Avoir un mauvais membre opposé chez un sujet âgé lui fait utiliser sa prothèse moins de 8 heures.

Pour être plus complet, il faudrait exposer ici les durées d'utilisation de la prothèse par ces gens âgés, à mauvais membre opposé. On verrait que beaucoup la porte moins de 2 heures.

T' (dernier examen fait)

CRITERE 215

Durée d'utilisation de la prothèse

EFFECTIF 203



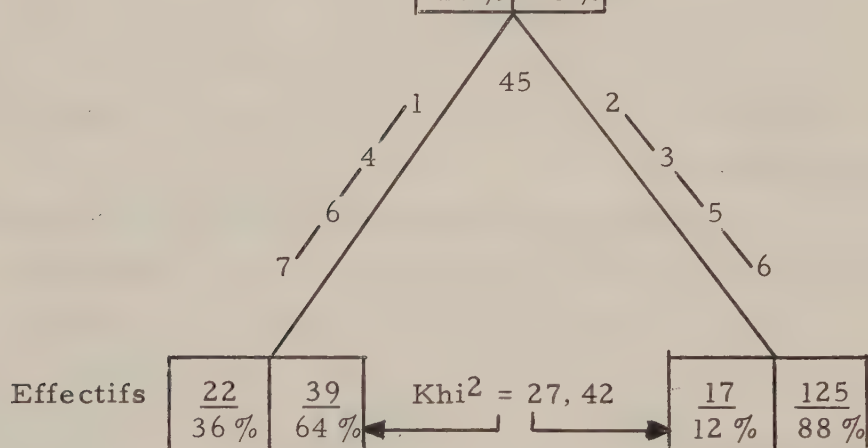
< 8 heures

Effectifs

$\frac{41}{20\%}$	$\frac{162}{80\%}$
-------------------	--------------------

carrés de droite

≥ 8 heures



45 = Etat du membre inférieur opposé

1 = A. I.

2 = bon

3 = déficient par traumatisme

4 = déficient par artérite

5 = amputation tibiale

6 = amputation de cuisse

7 = causes diverses de

déficience

Commentaires sur Etude Belson à T'

(dernier examen fait - la prothèse définitive a été remise il y a plus d'un an)

CRITERE 215

Durée d'utilisation de la prothèse

L'effectif est de 203. Ces mutilés faisaient partie de l'examen précédent à T₁ qui en comportait 84 de plus.

20 % portent leur prothèse moins de huit heures, soient : 41 ; l'examen précédent en montrait 144. Même en pensant que les 84 manquants faisaient partie de ce groupe, il faut constater qu'un certain nombre a amélioré ses possibilités. Ceci est corroboré par le fait que malgré les 84 manquants le nombre de ceux qui portent leur prothèse plus de huit heures est inchangé à 8 près et que le pourcentage est de 80 %.

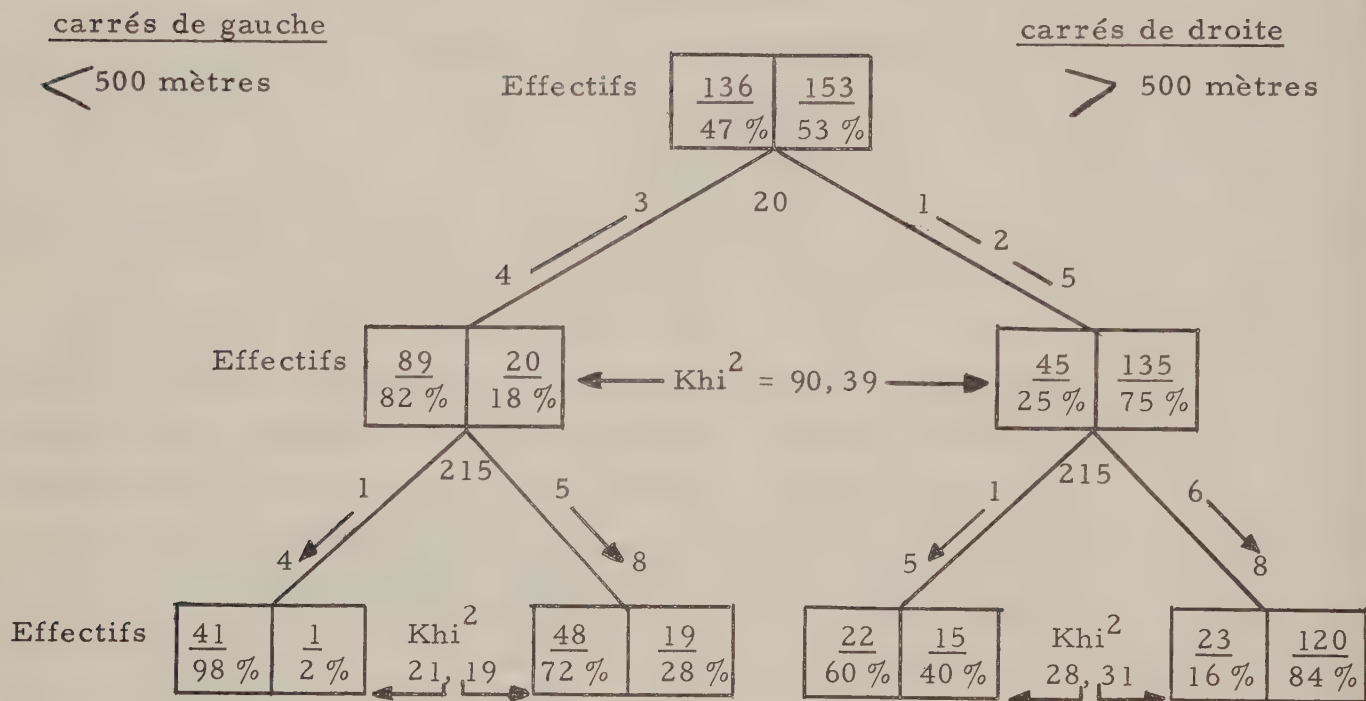
Ceci constaté, on remarque que l'influence de l'état du membre opposé prend une grande valeur dans l'utilisation de la prothèse. On pouvait s'y attendre connaissant bien l'effort que demande une prothèse de cuisse, au membre opposé.

Et il est remarquable de constater une fois encore que la déficience par artérite (qui est l'essentiel du bloc de gauche niveau 1, groupe 1) entrave plus un amputé de cuisse, qu'une amputation de jambe de l'autre côté par exemple.

T₁ (au sortir du Centre de rééducation)

CRITERE 218
Rayon d'action

EFFECTIF 289



20 = Etiologie non traumatique

1 = A. I.

3-4 = artéritiques

2 = traumatiques

5 = tumeurs

215 = Durée journalière d'utilisation

1 à 4 = moins de 5 heures

1 à 5 = moins de 8 heures

5 à 8 = plus de 5 heures

6 à 8 = plus de 8 heures

Commentaires sur Etude Belson à T₁

CRITERE 218

Rayon d'action (d'une traite)

L'effectif est de 289.

Le rayon d'action, retenu comme pouvant séparer la population en deux, a été 500 mètres. Cette distance est considérée comme celle qui correspond à un effort ou un déplacement donnant à peu près l'autonomie.

La population se partage en deux parties assez égales, 47 % soient 136 font moins de 500 mètres ; 153 % soient 153 plus de 500 mètres.

Une première séparation s'impose qui montre la fatigabilité de l'artéritique (niveau 2, groupe 1) alors que les traumatisés et les tumoraux font plus de 500 mètres à 75 %.

La deuxième séparation est l'évidence déjà vue avec la cotation de la marche. Il y a corrélation entre la durée d'utilisation de la prothèse et la distance parcourue d'une traite. Dans 98 cas sur 100, un amputé artéritique qui utilise sa prothèse moins de 5 heures fera moins de 500 mètres d'une traite.

Inversement, un tumoral ou un traumatisé qui porte sa prothèse plus de 5 heures fera plus de 500 mètres d'une traite dans 84 cas sur 100.

T' (dernier examen fait)

plus d'un an d'utilisation d'une prothèse

CRITERE 218

Rayon d'action

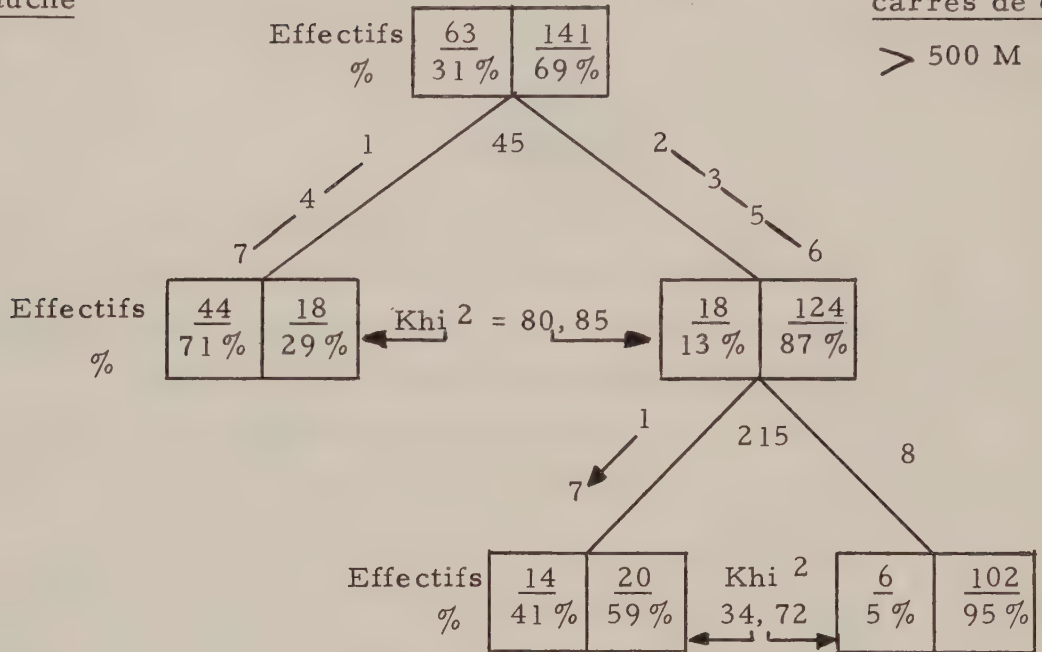
EFFECTIF 204

carrés de gauche

< 500 M

carrés de droite

> 500 M



45 = Etat du membre opposé

1 = A. I.

2 = Bon

3 = déficient par traumatisme

4 = déficient par artérite

5 = amputation tibiale

6 = amputation de cuisse

7 = causes diverses de
déficience

215 = Durée journalière d'utilisation

1 à 7 = de 0 à 12 heures

8 = plus de 12 heures (toute la journée sans quitter la
prothèse du matin au soir).

Commentaires sur Etude Belson à T'

CRITERE 218

Rayon d'action d'une traite

L'effectif n'est plus que de 204.

Les 85 autres ont été perdus de vue. Les mutilés ont au moins un an d'utilisation de leur prothèse.

141, soient 69 %, font plus de 500 mètres. Une étude dossier par dossier n'a pu être faite qui aurait montré si les 85 manquants faisaient ou ne faisaient pas 500 mètres à T₁

La séparation qui s'impose, celle de l'état du membre opposé, rejoint la première séparation vue dans l'étude à T₁. L'état du membre opposé est en rapport étroit avec l'étiologie artéritique dans le groupe 1, niveau 2 où le rayon d'action est faible à 71 % des cas.

Inversement, il est bon chez les autres car il y a peu de membres inférieurs déficients par traumatisme ou amputations tibiales (1) ou de cuisse (2) et le résultat sur le rayon d'action en est finalement bon dans 87 % des cas.

Une fois encore, l'évidence de la corrélation entre la durée d'utilisation et le rayon d'action s'est imposée au niveau 3. Ceux qui portent leur prothèse l'utilisent !

C - COMPTES ET RESULTATS AVEC DES AMPUTES DOUBLES DE CUISSE

Pour en terminer avec les chiffres, nous voulons faire état de ce qui ne peut avoir une valeur statistique réelle étant donné l'exiguité de la population mais qui peut très utilement orienter la pensée.

Il s'agit d'une comparaison entre les résultats à distance de l'appareillage de deux catégories d'amputés doubles de cuisse les uns par traumatisme, les autres par artérite.

L'utilisation de ses prothèses par un amputé double de cuisse est une acrobatie tant pour la marche que pour les montées et descentes d'escaliers que pour les relevers d'une chaise ou d'un fauteuil.

L'énergie est comparable à celle demandée pour un effort athlétique.

L'amputé traumatique peut faire les frais de cette dépense. Il améliore même ses performances avec une ou deux années d'entraînement.

L'amputé artéritique en est incapable. Si l'expérience de la rééducation montre qu'on peut améliorer les possibilités physiques d'un cardiaque ou d'un cardio-vasculaire dans une mesure non négligeable pour le malade, il ne peut être question de passer à l'effort sportif. La fatiguabilité de ce malade systémique est énorme, son adaptation à l'effort important est nulle. Découragé par

la durée des malaises ressentis ou par le peu de rentabilité des efforts fournis par rapport aux résultats acquis, l'artéritique amputé double abandonne la compétition avec lui-même. Il préfère très vite aller chercher son journal à l'autre bout de la pièce en fauteuil roulant que d'y aller après avoir pris ses béquilles, s'être mis debout avoir avancé avec l'inquiétude habituelle de l'équilibriste à ses limites, pris son journal et être revenu à son fauteuil. Les promenades deviennent "impensables" et les sorties perdent leur nécessités.

Le fauteuil roulant est donc l'engin de déplacement, de relation, de vie sociale pour l'amputé double artéritique. Il le tire de l'inaction totale du grabataire.

L'appareillage est illusoire. Il faut savoir avec tous les ménagements nécessaires, refuser des prothèses à ces malades et leur apprendre à se servir du fauteuil roulant. Si parfois on est surpris de la rapidité et de l'absence de réaction avec lesquelles le malade accepte ce véritable verdict, on comprend rapidement à sa demande de fourniture de prothèses "seulement esthétiques" qu'il n'a pas accepté et qu'il compte bien repasser la question de la fonction une fois les prothèses fournies. La déception est alors plus cruelle encore devant l'inutilité de ses efforts à se mettre debout et l'écroulement de toute la construction mentale échafaudée depuis son acceptation-ruse. Cependant, les prothèses seulement esthétiques ne peuvent ni ne doivent être refusées à qui les exige. Elles ne seront pas portées.

Nous n'avons pas une réelle expérience des appareils surbaissés composés d'une emboiture immédiatement posée sur un pied ayant la forme d'une tampon buvard et qui permettent sûrement des déplacements à dépense énergétique réduite. Ce genre d'appareil a toujours été refusé par nos malades qui se sentent ridicules et sont

mortifiés par la modification de leur taille et de leur morphologie générale.

La solution des déplacements est peut-être là.

Mais à notre avis, les recherches devraient porter sur l'utilisation et l'aide d'une énergie extérieure.

Ajoutons d'un mot puisqu'aussi bien nous sortons du cadre de cette étude, que tout autre est le pronostic de fonction d'un amputé artéritique double qui conserve un genou d'un côté..

D'où l'intérêt d'ajouter à tous les examens cliniques et de laboratoires de l'artéritique, l'artériographie qui peut permettre dans certains cas de prendre une attitude thérapeutique moins angoissante que l'amputation de cuisse d'emblée.

	<u>Amputés bilatéraux</u> <u>traumatiques</u>	<u>Amputés bilatéraux</u> <u>artéritiques</u>
<u>NOMBRE TOTAL</u>	8	34
<u>AGE</u>	Femmes : 6 - Hommes : 2 + 40 ans le plus jeune 15 ans le plus vieux 65 ans	Femmes : 32 - Hommes : 2 + 40 ans entre 40 et 60 19 + 60 15
<u>SUIVIS</u>	de 1 à 7 ans	de 1 à 3 ans
<u>ETIOLOGIE</u>	A. V. P. - S. N. C. F.	Burger 1 Ischémie aigue 2 Diabétiques 4 Artéritiques 27
<u>TECHNIQUE CHIRUR-</u> <u>GICALE</u>	Classique étoffée	Gritti 1 Calender 1 Classique étoffée 32
<u>LONGUEUR</u>	très courts : 2 les autres, 18 cm	entre 15 et 25 cm de moyenne
<u>ETAT ARTICULAIRE</u>	<u>Flessum</u> 10 à 20° : 4 (se ramène à 10° avec le temps)	<u>Flessum</u> 10 à 60° 26 <u>Evolution</u> : amélioré : 1 (par retouche) 1 (après réédu- cation) non améliorés 26
	<u>Abductum</u> : non	<u>Abductum</u> : 0 à 20 15 A. I. 2
		<u>Evolution</u> amélioré : 1 (retouche) non amélioré 24
<u>ETAT DE LA PEAU</u>	sans problème	Tous bien. Sauf une suppu- ration qui se tarit après retouche

	<u>Amputés bilatéraux</u> <u>traumatiques</u>	<u>Amputés bilatéraux</u> <u>artéritiques</u>
<u>ETAT DE LA CICATRICE</u>	sans problème	10 sont anfractueuses ou adhérentes, mais en général, distales et postérieures. Non douloureuses
<u>ETAT MUSCULAIRE</u>	Moyen. Les femmes atro- phient. Les hommes s'amé- liorent	<u>Contractilité</u> A. bien 14 mauvais 20 <u>Evolution</u> 2 s'améliorent en 2 ans les autres se détériorent. <u>Longueur</u> Long long (18) 18 Long court (18 12) 8 Court court (12 & 12) 7 Absence d'information 1 <u>Retouches :</u> Pour flessum 2 Pour abductum 1 Pour suppuration 1 Obèses 18 Normaux 15 Maigres 1 <u>Electrocardiogrammes</u> Cœur bon + 3 Cœur médiocre 24 Cœur (absence d'information) 7 <u>Fatiguabilité +++</u> (épreuve d'effort si élec- trocardiogramme négatif) Bon 19 Mauvais 15.
<u>ETAT GENERAL</u>	Trois obèses Un parkinson Cœur : bon	
Poids - défauts		
<u>ETAT DES MEMBRES</u> <u>SUPERIEURS</u>	En rapport avec l'âge mais bon	

	<u>Amputés bilatéraux</u> <u>traumatiques</u>	<u>Amputés bilatéraux</u> <u>artéritiques</u>
<u>DOULEUR</u>	Une douleur diffuse en bout de moignon. S'améliore en deux ans	Indolore 22 Souffrent au début et s'améliorent avec le temps 2 Souffrent dès le début et de plus en plus 10
<u>FANTOME</u>	N'a jamais été une gêne véritable. S'est atténué ou a été mieux toléré avec le temps <u>Evolution</u> Amélioration des réactions aux épreuves d'effort	Présent non douloureux 15 Douloureux 7 Absent 10 Absence d'information 2 <u>Evolution</u> Restent douloureux 4 Améliorés 3
<u>PSYCHISME</u>	Sont tous vus à distance de l'amputation, 3 mois minimum. Ils sont en période d'espoir. Restent toniques coopérants. Décidés au maintien de l'effort. 7 ans après, ils sont plus économes de leur tonus moral mais absolument pas dépressifs.	Malades vus précocement "sidérés" (1 mois 1/2) L'espoir renaît au début de la rééducation, se dégradant avec le temps (en quelques mois). Sauf une femme (Mme A.) 70 ans veut être appareillée non pour marcher mais pour mettre ses petits enfants sur ses genoux (a eu satisfaction).
<u>APPAREILLES</u>	Parckinson : non <u>2 courts</u> 1° - prothèse contact total d'un côté et appareillé comme un désarticulé de hanche de l'autre. 2° - 2 prothèses dural avec verrou et pièces de hanche <u>3</u> : une prothèse adhérence et	Oui 22 Non 12 N'ont eu que prothèse d'entraînement 11

	<u>Amputés bilatéraux</u> <u>traumatiques</u>	<u>Amputés bilatéraux</u> <u>artéritiques</u>
	une prothèse contact total. <u>2</u> : 2 prothèses adhérence (sans contact à l'extrémité) Pas de pilon	
<u>MATERIAU</u>		Bois 10 Dural 9 Cuir-Acier 3
<u>TYPE DE PROTHESE</u>		Jambe-Jambe 16 Pilon-Jambe 6
<u>TYPE DE GENOU</u>	Sauf un cas, 2 genoux physio- logiques (Stried), tous ont un genou avec verrou et un genou libre	1 côté axe + autre côté verrou 17 Physio + verrou 1 Axe simple (2 côtés) 2 2 verrous 2
<u>TYPE DE PIED</u>	Articulé	Articulé
<u>SUSPENSION</u>	Ceinture ou corset pour les porteurs de prothèses à adhé- rence (sans contact)	Ceinture ou baudrier : tous
<u>PIECE DE HANCHE</u>		2 appareils en dural 2 1 pièce de hanche 5 0 pièce de hanche 15
<u>MISE DE LA PROTHESE</u>	<u>RESULTAT CHAUSSEMENT</u> Les hommes : seuls Les femmes doivent être aidées	Seuls Oui 8 Non 14 Un chausse le "cuir-acier"
<u>DUREE DU PORT DE LA</u> <u>PROTHESE</u>	un (moignon court) : 4 heures les autres, plus de 10 heures	au sortir du Centre 0 heure 6 2 heures 10 2 à 4 heures 3 4 heures 2 14 heures 1

	<u>Amputés bilatéraux</u> <u>traumatiques</u>	<u>Amputés bilatéraux</u> <u>artéritiques</u>
		<u>Evolution</u> Tous se dégradent et met- tent la prothèse exception- nellement sauf un
<u>RAYON D'ACTION D'UNE</u> <u>TRAITE</u>	avec cannes-béquilles et <u>cannes</u> les femmes 300 à 500 m les hommes 1000 à 1500 m	avec cannes-béquilles performance maxima au sortir du Centre 150 à 200 m 3 50 m 5 20 à 50 m 7 moins de 20 m 2 0 m 5
		<u>Somme globale dans la</u> <u>journée</u> 500 m 0 200 m 2 150 m 10
	<u>Evolution</u> les femmes sans changement les hommes 1000 à 3000 m	<u>Evolution</u> marchent de moins en moins 2, après 3 ans font encore quelques pas et pas tous les jours
<u>ESCALIER - PLAN</u> <u>INCLINE</u>	les hommes : plusieurs étages <u>Evolution</u> continuent à monter (mais parfois sans prothèse) les femmes se font porter ou ne sortent pas de chez elles si elles habitent en étage	au sortir du Centre Oui 5 Non 17 <u>Evolution</u> ne montent plus avec les prothèses
<u>GESTES USUELS</u>	Tous, oui	Du lit au fauteuil et du fau- teuil au lit. Tous sauf un redevenu grabataire

	<u>Amputés bilatéraux traumatiques</u>	<u>Amputés bilatéraux artéritiques</u>
<u>FAUTEUIL</u>	Utilisé par tous Prédominant pour 6 2 sont sans fauteuil roulant dans la journée	Prédominant : tous permanent ensuite : tous
<u>VOITURE</u>	Trois conduisent	un
<u>TIERCE PERSONNE NECESSAIRE</u>	Tous	Tous
<u>DUREE DE SEJOUR EN CENTRE</u>	1 à 8 mois Moyenne 3 mois	1 à 9 mois Moyenne 3 mois
<u>NOTE GENERALE</u>	Indépendance : bien Reprise du travail 3 (étudiant licence mathématiques vit en faculté) Rayon d'action : bien	Indépendance mal reprise du travail mal rayon d'action mal <u>Avis du mutilé</u> 1 satisfait (Mme A.)

DECES APRES AMPUTATION DES AMPUTES BILATERAUX ARTERITIQUES

Sur 34 cas	0 à 1 an	1 à 3 ans	3 à 5 ans	> 5 ans
Morts	1	11	8	2
Connaissance de survie	31	15	7	4

INTERVALLE ENTRE DEUX AMPUTATIONS

< 1 an	1 an à 30 mois	30 mois à 4 ans	4 à 5 ans	5 à 8 ans	8 ans	A. I.
11	10	4	2	1	1	5

$\frac{21}{34}$ en moins de 2 ans 1/2

CHAPITRE II

LE VIEILLISSEMENT

Il serait banal de dire qu'avec le vieillissement, les possibilités de l'amputé diminuent si cette diminution ne présentait un caractère dramatique.

La marche avec une prothèse représente une dépense énergétique plus importante que la marche ordinaire. Le mutilé adopte un régime de déplacement qui correspond à l'économie maximale. Il n'est pas maître des inerties de sa prothèse. Le rythme et la longueur du pas sont déterminés. Toute modification du régime optimal accroît les dépenses tant pour le ralentissement que pour l'accélération. Ce rythme de la prothèse impose un rythme de contractions et d'efforts correspondants.

Le vieillissement diminue les possibilités d'efforts ce qui impose un ralentissement du rythme. Or, celui-ci accroît les dépenses. Il existe une incomptabilité qui retentit finalement sur la somme des activités.

En d'autres termes, un amputé vieilli ou fatigué voit diminuer ses possibilités de déplacement d'une façon considérable, brutalement, par à coups.

Si le fait est d'importance pour les amputés unilaté-

raux, il prend le caractère dramatique que nous évoquions au début de ce chapitre pour les amputés doubles de cuisse.

Nombre des compensations qu'apportent des possibilités musculaires exploitées au maximum disparaissent avec l'âge et avec elles, disparaissent d'un seul coup tout une gamme d'activités.

Descendre et remonter l'escalier ou encore se relever d'un siège sont possibles à un jeune amputé double. Le jour où l'âge ne lui permet plus, il ne marche pratiquement plus puisqu'il ne sort de chez lui ou ne se met debout qu'exceptionnellement. Son activité baisse alors considérablement.

Le fauteuil roulant devient le moyen principal et bientôt l'unique moyen de déplacement. Il est vivement souhaitable que le mutilé en ait un car c'est la condition indispensable pour ne pas le laisser sombrer dans l'inertie physique et psychique du grabataire.

CONCLUSIONS ET PROSPECTIVES

Pour certains, le handicap important que laisse subsister l'appareillage est considéré comme inévitable et peu susceptible d'améliorations.

Pour l'autres, il existe sûrement des jambes artificielles "miracles" : il suffit de savoir où se les procurer.

En réalité, l'amputation n'inquiète pas l'opinion publique. La Société n'est pas alertée par l'existence d'un danger vital comme elle l'est par d'autres affections. Son indifférence s'explique également par le nombre relativement restreint d'amputés qu'elle voit. Combien restent chez eux ! Combien, par tous les artifices, cherchent à masquer leur infirmité ! Elle s'explique aussi par le soulagement qu'apporte, à sa gêne d'être impuissante, l'affichage d'un apitoiement de mauvais aloi à la vue d'un harnachement quelquefois complaisamment montré.

Cette indifférence de la Société a laissé à la bonne volonté le soin de pallier le déficit de l'amputé. Une catégorie d'artisans s'est vue abusivement confier la charge de résoudre l'immense problème médico-social que posent le remplacement d'un membre et la réinsertion de l'amputé dans son univers.

Les appareilleurs sont restés livrés à eux-mêmes pendant des années. (Imagine-t-on la difficulté qu'il y aurait pour un chirurgien à faire marcher un individu ayant une pseudarthrose plus ou moins serrée du fémur, une arthrorise de cheville et une paralysie complète du membre inférieur ?)

Les efforts fractionnés de chacun ne pouvaient, à

quelques exceptions près, aboutir à des résultats marquants. Seuls des problèmes de détail ont reçu des solutions qui n'apportent pas pour autant de véritables changements à la vie de l'amputé.

L'Administration de tutelle composée d'experts et de médecins n'a pu que limiter son rôle à des contrôles de matériaux ou à des constatations, les premiers enfermés dans le règlement d'un Cahier des Charges, les seconds coupés de tout contact avec le chirurgien traitant.

Ce Cahier des Charges, précis, destiné à éviter au mutilé la livraison d'appareils plus ou moins éprouvés ou nés d'une imagination fantaisiste a, par son caractère restrictif, limité précisément les désirs de créations nouvelles.

L'établissement d'un prix de vente serré, destiné à protéger le mutilé contre une exploitation commerciale exagérée a également eu pour résultat de restreindre les possibilités d'études.

Une contradiction évidente existe entre la liberté sans contrainte des frais qui peuvent être engagés pour le traitement, les soins, les tentatives de conservation d'un membre malade avant son amputation, les frais thérapeutiques qui peuvent suivre, les prestations en espèce qui peuvent être attribuées par pension ou indemnité et le brutal arrêt de toute dépense supplémentaire dès que les frais restreints et déterminés à l'avance ont été réglés pour le remplacement du membre amputé.

C'est pourtant de la qualité de celui-ci, de son exacte adaptation, de son individualisation que dépend pour une part ce que sera la vie du mutilé avec son retentissement économique sur la Société.

Pour une part, disons-nous, car bien évidemment dans la suite des antériorités de nécessité qui autorisent l'apparition d'un phénomène, tout ce que a précédé et peut dépendre de nous doit être retenu.

Or, jusqu'ici, bien des barrières ont existé, bien des chemins n'ont pas été tracés qui rendent malaisés le parcours des évènements souhaitables.

Le chirurgien n'a jamais pu suivre son malade complètement ; rares sont les cas où le contact a pu s'établir vraiment avant l'intervention ; rares sont ceux d'une possibilité d'action efficace de sa part sur ce qui devait advenir. La rééducation peu ou pas organisée à quelques exceptions près a échappé à sa surveillance. Il est resté impuissant devant les délais administratifs quels qu'ils soient et bien davantage encore devant ceux de l'appareilleur, personnage mystérieux et puissant parlant un langage qu'il ne comprend pas.

Ainsi, le mutilé pouvait-il rester des mois, voire des années avant que d'être appareillé. Les plaintes qu'il exprimait ensuite amenaient bien à penser qu'il existait un défaut sur l'appareil ou sur le moignon ; mais la difficulté à comprendre ce défaut, l'échec répété des tentatives de correction un peu au hasard finissaient pas laisser le thérapeute et l'appareilleur qui laissaient au temps le soin d'arranger les choses avec un "ça va se faire" non convaincant.

Selon son caractère, le mutilé passait de Commissions administratives en Commissions médicales ou se retirait chez lui, consterné, abandonnant la lutte.

Sait-on assez que l'amputation des membres inférieurs crée un infirme qui "n'acceptera" jamais sa mutilation ? sait-on assez

que l'amputé est un consultant permanent ? L'on peut hésiter devant la perspective de deux ans de traitement d'une ostéite par hospitalisation et interventions itératives ; l'amputation, qui résoud le problème immédiat, sera suivie tout au long de la vie du mutilé d'absentéisme de sa part, de son conjoint ou de ses parents, avec des soins inévitables et parfois sans espoir, dépassant largement en temps, en frais, en soucis et en peine ce qui a été, dans un premier temps, évité.

Cet état de fait est bien apparu au Pouvoirs Publics. Depuis quelques années, de nombreux efforts ont été faits par les Ministères de tutelle pour mieux suivre les mutilés et comprendre les problèmes de l'appareillage.

Mais l'organisation actuelle, pour être modifiée, pose un problème matériel. Le nombre des amputés est en définitive trop restreint pour "intéresser" l'Industrie. Aucun groupe financier ne peut risquer des investissements importants pour la recherche, dans un domaine où le marché est insuffisant.

Pour progresser cependant, il faut alors grouper les bonnes volontés, éviter la dispersion des études en les orientant, mettre en contact et les informer, praticiens, rééducateurs, ingénieurs et amputés.

L'idée n'est pas, dans ce dernier chapitre, de prendre une position futuriste en parlant de greffes de membres ou de prothèses électroniques, mais de voir se condenser en une même organisation au service de l'amputé, tous les connaissances chirurgicales, médicales, de rééducation et d'appareillage et toutes les assistances sociales le concernant. Plus valablement alors, pourront être définies les différentes orientations de la recherche.

Bien sûr, sont déjà en cours celles qui tentent de prévenir l'amputation elle-même. Nous pensons au soins de l'artéritique, à la guérison de la tumeur.

Nous pensons aussi à la technique chirurgicale qui s'efforce de conserver un membre traumatisé, par une réparation vasculaire faite à temps, par une ostélté prévenue, ou qui peut garder une articulation par une exploration plus complète des possibilités circulatoires chez l'artéritique.

Mais que peut-on dire actuellement de l'influence de la technique d'intervention sur l'œdème post-opératoire et sa regression, sur l'atrophie musculaire et son importance sur la stabilité du moignon ?

La recherche clinique est indispensable. Elle sera avant tout, mais pas seulement, statistique.

L'appareilleur peut évoluer. Un meilleur matériau, plus facile à travailler, plus agréable, plus confortable pour le blessé peut être dévouvert ; des articulation à la fois plus complexes et plus sûres peuvent être inventées ; une technique d'adaptation plus assurée dans ses résultats peut s'affirmer.

Enfin, une conjonction administrative et sociale groupant les moyens et les simplifiant peut délivrer l'amputé des sujétions qui l'astreignent dans la réalisation des actes nécessaires à connaître ou à faire valoir ses "droits". Elle peut aussi, en diffusant les résultats de la recherche, informer ceux qui pensent et travaillent pour lui.

Pour tout cela, il faut créer des équipes.

Il est souhaitable que la chirurgie de l'amputé soit pratiquée par des spécialistes. Si les circonstances amènent à amputer à chaud, que cela soit fait avec le sacrifice osseux minimum, sauvegardant l'avenir et permettant les retouches à froid.

Un médecin prendra en charge la vie psychologique du mutilé, les problèmes de rééducation et d'appareillage.

La mise au point d'une prothèse exige le dialogue. Il est indispensable que l'amputé s'exprime, fasse part de ses sensations et de ses impressions. Ce dialogue ne s'établit pas en quelques minutes dans un box d'essayage. Il faut du temps. Le mutilé n'a parfois que de pauvres mots pour décrire ses douleurs et expliquer ses perceptions nouvelles. Comprendre et interpréter cette conversation demandent attention et expérience.

Il faut soulager les appareilleurs de la lourde charge que constitue l'adaptation de l'appareil, c'est-à-dire tout ce qui est recherche de forme, d'emboiture, d'alignements, d'aplombs en fonction du mutilé, en leur réservant la fabrication : assemblage, collages, problèmes mécaniques, problèmes esthétiques, finition, peintures.

Le rééducateur possédant, outre des connaissances de kinésithérapie, une formation technologique, sera le principal artisan de cette adaptation devenue acte thérapeutique, dédouané de sa suspicion commerciale.

Le prothésiste, mécanicien appareilleur, sera en contacts étroits avec le médecin et l'adaptateur. Il aura ainsi une approche différente des problèmes et une compréhension plus juste

de ceux qu'il ne pouvait en définitive appréhender seul.

L'ingénieur électronicien ou chimiste ou devenu biomécanicien, va proposer, tant pour les systèmes prothétiques que pour les matériaux, des améliorations ou des innovations qui résulteront d'une étude sérieuse et confrontée d'un besoin.

S'impose alors la réunion de toute cette équipe dans des Centres spécialisés, conçus et organisés pour faire face aux besoins de la trilogie chère à notre Maître : la Thérapeutique, la Recherche, l'Enseignement.

Vu, le Président de la thèse

Pr R. MERLE D'AUBIGNE

Vu, le Doyen de la Faculté

Pr G. BROUET

Vu, le Recteur de l'Académie de Paris

R. MALLET

BIBLIOGRAPHIE

- A. F. A. (Association Française pour l'Appareillage) - Journées d'Etudes sur l'amputé de jambe.
novembre 1967.
- BALINT M. - The Doctor, his Patient and the Illness.
Pitmann Med. Publ. Co., 1957
Second Edition, 1964.
- BERLEMONT M. - L'appareillage des amputés des membres inférieurs sur la table d'opération.
Travail des Etablissements Hélio-Marins de Berck-Plage.
- BIZORD B. - La prothèse du membre inférieur. Différents types d'appareils.
In cinésiologie, n° 14 - 2535.
- BOIGEY - Manuel scientifique d'éducation physique. Les traumatismes sportifs.
Masson Editeur, Paris, 1932.
- BOMBART M. - Contribution à l'étude des séquelles douloureuses des traumatismes des nerfs périphériques.
Thèse, Paris, 1961.
- BOMBART M. - MAURER P. - MERLE D'AUBIGNE R. - Séquelles douloureuses des traumatismes des nerfs périphériques.
Revue de chirurgie orthopédique.
Mai-juin 1963 -49- n° 3, 331-348.
- BOUISSET S. - HURON R. - Etude de la durée minima d'exécution de mouvements volontaires inverses de flexion et d'extension.
Biotypologie, 1960. 21, 63-74.
- Centre d'Etudes et de Recherches du Service Technique Central de l'Appareillage -
Cours international de Prothèse
4e session - 1961.
- Centre d'Etudes et de Recherches du Service Technique Centre de l'Appareillage -
Bas de jambe S. T. et son revêtement esthétique - Notions Techniques.
1924.

- CHAPCHAL G. - Les lésions provoquées sur les os par l'immobilisation et leur prévention.
J. Internat. Coll. Surgeons.
Décembre 1965, 44, n° 6, 664-667 (résumé français).
- DECOULX P. - Le Rôle du Kinésithérapeute en traumatologie.
J. Kinésithér.
Décembre 1966, 14, n° 145, 3-11.
- DEMENY G. - Les bases scientifiques de l'Education physique.
Alcan Editeur, Paris 1963.
- EVRARD J. - Amputation de jambe pour lésion septique.
Journées d'étude de l'Association Française pour l'Appareillage.
6 et 7 novembre 1967, fasc. 2, Paris.
- Fédération Mondiale des Anciens Combattants - La prothèse.
Réunion Internationale d'experts.
1963 - Virum, Danemark.
- FRIEDMAN L. - FORDYCE W. - Réhabilitation and Médecine.
Sydney Licht M. D.
1968 - The tenth volume of Physical médecine library.
- HERMENT J. P. - Contribution à l'étude de l'appareillage et de la rééducation des amputés de membre supérieur.
Thèse, Nancy 1966.
- KLOPSTEG P. and WILSON P. - Human limbs and their substitutes.
Hafner Publishing Company - 1968.
- KNUD JANSEN - Techniques d'amputation.
Fédération Mondiale des Anciens Combattants.
Croutzet imprimeur, Paris.
- LESCŒUR J. - Le moignon, de l'amputation à l'appareillage.
Masson Editeur - Paris, 1967.
- LOISEL - Bases psychologiques de l'éducation physique.
Bibliothèque des Educateurs.
Nathan éditeur, Paris, 1935.

- LORENZEN H. - Leibesübungen mit Körperbeschädigten.
Thieme éditeur, Stuttgart, 1951.
- MAURER P. - BOMBART M. - MICHAUT E. - RABEUX L. - LEFEVRE B. -
Amputations des membres inférieurs.
Gazette médicale - 10 mars 1965 - 72 - n° 5, 925-946.
- MAURER P. - BOMBART M. - MICHAUT E. - RABEUX L. - LEFEVRE B. -
Moulage du moignon de jambe pour prothèse de contact.
Revue de Chirurgie orthopédique.
oct. nov. 1966, 52, n° 7, 639-644.
- MERLE D'AUBIGNE R. - Affections traumatiques.
Collection médico-chirurgicale.
Flammarion édit., Paris 1.
- MERLE D'AUBIGNE R. - Principes de la rééducation des traumatisés.
5e congrès international des techniciens de la santé.
- MERLE D'AUBIGNE R. - RAMADIER J. O. - Traumatismes anciens - Rachis
et membres inférieurs.
Masson éditeur - Paris 1959.
- MICHAUT E. - RABEUX L. - Les boïteries.
Revue de Kinésithérapie, 1955.
- MICHAUT E. - RABEUX L. - LEFEVRE B. - Poids, poulies, circuits.
Journées de rééducation.
1958 - Expansion scientifique Française éditeur.
- MICHAUT E. - RABEUX L. - LEFEVRE B. - Le réentraînement à l'effort.
Rev. Belge, Thérap. phys. 3-66.
- Ministère des Anciens Combattants - Cours International de Prothèse
Quatrième session (3 au 15 juillet 1961)
Imprimerie nationale - 1962.
- New York University - Biomécanics of a. k. prothesis Fitting and alignment.
Prosthétics and Orthotics.
Post-Graduate Médical school.

- PANNIER S. - Les amputés des membres inférieurs - étude clinique.
Faculté de Médecine.
Clinique Chirurgicale Orthopédique et Réparatrice
Hopital Cochin
Cours supérieur du 11 au 13 mars 1964.
- PANNIER S. - A propos de l'amputation pour tumeur.
Journées d'étude, 6 et 7 novembre 1967.
Association Française pour l'Appareillage.
Fascicule 2.
- PAQUIN J. - L'appareillage et la rééducation des amputés du membre inférieur.
Thèse, Nancy, 1962.
- PATEL J. - CORMIER J. M. - ALEXANDRE G. - Techniques des amputations
du membre inférieur pour artérite - L'appareillage immédiat.
Mem. Acad. Chir. 1966, 92, n° 1, 2, 3, 75-81.
- PIERQUIN L. - Prosthetics, orthotics and allied subject.
Prosthétics International.
Knud Jansen M. D., 1965, vol. 2, n° 1.
- PIERQUIN L. - FAJAL G. - Atlas d'appareillage prothétique et orthopédique.
n° 1 à 14 - 1963 à 1966.
Directeur de Publication : G. FAJAL à Nancy.
- PLAS et CHAILLEY B. - Physiologie des activités physiques.
Boillièrè édit. Paris 1962.
- RADCLIFFE C. W. - FOORT J. - La prothèse pour amputation de jambe avec
appui sur le tendon rotulien.
1961 - Laboratoire de Biomécanique.
Section de Médanique, Universités de Californie - Berkeley, San
Francisco.
- RIPPSTEIN J. - Cours pour le traitement des amputés.
Hopital orthopédique de la Suisse Romande.
Lausanne, 1967.

SCHERRER J. et coll. - Physiologie du travail.

1 - Travail physique,

2 - Ambiances physiques.

Masson édit. Paris 1967.

SCHERRER J. - MONOD H. - Le travail musculaire local et la fatigue chez l'homme.

Extrait du journal de physiologie - Tome 52, n° 2, 1960.

Masson et Cie éditeurs.

STEINKLER - Kinésiologie of the human body under normal and pathological conditions.

Thomas Springfield, 1964, 2nd éditions.

TOSBERG W. A. - Upper and Lower extremity prostheses.

American Lecture series.

Edited by W. A. Selle, ph. D. M. D.

TROISIER O. - Quelques notions pratiques sur la contraction statique contre résistance contrôlée.

Ann. Med. phys.

oct. nov. dec. 1964, 7, n° 4, 233.

VANDERWAEEL F. - Analyse des mouvements du corps humain.

Desoer édit. Liège, 1964.

WATSON JONES R. - Fractures and other Bone and Joint Injuries.

Livingstone édit. - Edimburg, 1942.

WELLER S. - Traitement post-opératoire des fractures du bas de la cuisse.

Mündh med. Wschr.

20 mai 1966, 108, n° 20, 1117-1120.

University of California, San Francisco and Berkeley, Technical reports :

BRESLER B. - RADCLIFFE C. W. - BERRY F. R. - Energy and Power in the legs of above knee amputees during normal Level Walking.

May 1957.

- MORRIS J. M. - LUCAS D. B. - BRESLER B. - The rôle of the trunk in stability of the Spine.
mars 1961 - 53 pages.
- EWALD B. A. - LUCAS D. B. - RALSTON H. J. - Effect of immobilization of the Hip on Energy Expenditure during Level Walking.
aout 1961 - 26 pages.

TABLE DES MATIERES

PREAMBULE	1
A - HISTORIQUE	1
B - L'AMPUTE	5
C - PLAN DE L'EXPOSE	9
 <u>PREMIERE PARTIE</u> 	
Analyse des données mécaniques et physiologiques de l'amputé appareillé	11
PLAN	12
 <u>CHAPITRE I</u> 	
Description sommaire de l'amputé appareillé	15
 <u>BIOMECHANIQUE</u> -----	
<u>STATIQUE</u>	17
I - PLAN FRONTAL	18
A - EQUILIBRE DU BASSIN	"
B - IMPORTANCE DE LA LONGUEUR RESTANTE DU FEMUR - VERTICALISATION	23
C - DEFAUT DU DECOLLEMENT LATERAL SUPERIEUR	29
II - PLAN SAGITTAL	32
<u>DYNAMIQUE</u>	34
I - DEPLACEMENT DU CENTRE DE GRAVITE AU COURS DE LA MARCHE	35
II - PLAN FRONTAL	39
III - PLAN SAGITTAL	40
A - PHASE D'APPUI	40
1°) Hypothèses simplificatrices	"
2°) Bilan des forces	41
3°) Equation d'équilibre	42
4°) Conditions de progression	44
- conclusions pratiques	45
5°) Conditions de maintien du genou en extension pendant la phase d'appui	45
1 - tout de suite après que le pied postérieur sain ait quitté le sol	47
a) facteurs inhérents à l'amputé	"

b) facteurs inhérents à la prothèse	49
2 - dérochement au voisinage du moment où la prothèse est verticale	50
a) rôle des chevilles prothétiques	"
b) assimilation du pied S. T. et du pied S. A. C. H. à l'articulation prothétique du pied articulé	52
c) ressaut de blocage et frottement	55
6°) Déroulement du pied et son retentissement sur le déplacement vertical du centre de gravité	58
a) importance du déplacement de la hanche par rapport au pied, défaut dit de la "montagne"	59
b) causes possibles des variations de la position réciproque de la hanche et du pied	60
B - PHASE PENDULAIRE	62
1°) Début de la phase pendulaire - défaut possible : relevé excessif du talon	63
2°) Partie moyenne de la phase pendulaire	64
a) exigences géométriques pour le passage de la pointe du pied au-dessus du sol	"
b) considérations mécaniques	66
3°) Fin de la phase pendulaire	67
a) extension complète du genou	68
b) rôle du rappel élastique	70

ANNEXE

Etude sur quelques genoux dits physiologiques	72
A - GENOU STRIED	73
B - GENOUX POLYCENTRIQUES	75
a) genoux à une paire de biellettes	"
b) genoux à deux paires de biellettes	"
I - Comparaison des trajectoires des C. I. R. des trois types différents de genoux à 2 paires de biellettes	77
II - Avantages de ces genoux	78
III - Inconvénients	79

CHAPITRE II

Le moignon	81
I - CRITERES DE QUALITE DU MOIGNON FIXES PAR L'INTERVENTION	82
1°) La longueur - le niveau	"
2°) La forme	85
3°) Les rapports de l'os et des parties molles	87
4°) La position et l'état de la cicatrice	87

II - CRITERES DE QUALITE DEPENDANT DES SOINS SUIVANT L'INTERVENTION	91
1°) La stabilité de volume du moignon	"
A - RAISONS PREVUES DE VARIATIONS DE VOLUME	"
a) l'œdème	91
b) l'atrophie	93
c) le tissu cellulo-grasieux	"
B - RAISONS SECONDAIRES DE VARIATION DE VOLUME	94
a) les variations d'hydratation tissulaire	94
b) les variations de poids	"
c) les facteurs dûs à l'âge	95
2°) La mobilité et la motricité de l'articulation sus-jacente	95
A - LA MOBILITE	"
a) équilibre tonique	"
b) attitudes vicieuses	96
c) arthrodèse de la hanche	98
B - LA MOTRICITE	100
3°) La contractilité	102
4°) L'indolence	103
I - La douleur	"
A - LES MALADIES DES MOIGNONS BIEN CONSTITUES	105
B - LES MOIGNONS DEFECTUEUX	106
C - LES MOIGNONS DOULOUREUX PROPREMENT DITS	108
II - Conduite à tenir devant une douleur de moignon	110
 <u>CHAPITRE III</u>	
L'appareil définitif	116
A - DESCRIPTION	"
I - L'EMBOITURE	117
1°) L'emboiture classique	"
2°) L'emboiture à adhérence	119
3°) L'emboiture à contact total	126
B - LES MATERIAUX UTILISES	132
C - INDICATIONS DU TYPE D'EMBOITURE	134
II - LE GENOU PROTHETIQUE	135
A - L'axe simple	"
B - Genoux à biellettes	140
C - Genoux à surfaces appariées	"
D - Genoux à freins	"

III - LA CHEVILLE ET LE PIED PROTHETIQUES	143
IV - LES MOYENS DE SUSPENSION	146
LE PILON	148
L'APPAREIL DEFINITIF - CONSTRUCTION	150
ASSEMBLAGE - ADAPTATION	"
I - L'EMBOITURE	"
1°) Son creusement - la vérification de son adaptation	"
2°) L'appui ischiatique	153
3°) Le "pistonnage"	158
4°) La strangulation	159
5°) Douleur de l'extrémité du fémur au moment de la marche	161
6°) Sensation de brûlure	163
7°) Douleur ressentie au niveau de la corde des adducteurs	164
8°) Défaut en position assise	165
II - LE GENOU	167
1°) Détermination de son emplacement	"
III - LE PIED	174
1°) Détermination de son emplacement	"

DEUXIEME PARTIE

Synthèse chronologique des données chirurgicales et médicales de l'amputé	177
---	-----

CHAPITRE I

A - CAUSES DE L'AMPUTATION	178
B - CIRCONSTANCES	181

CHAPITRE II

Préparation psychologique du malade	184
-------------------------------------	-----

CHAPITRE III

Chirurgie	191
A - TECHNIQUES D'AMPUTATION	191
B - INDICATION ET CHOIX DE LA TECHNIQUE	198
C - SOINS POST-OPERATOIRES	200

CHAPITRE IV

A - APPAREILLAGE IMMEDIAT	201
B - REEDUCATION	205
I - Rééducation avant appareillage	206
II - Rééducation avec l'appareillage d'entraînement	209

<u>TROISIEME PARTIE</u>	
Etude du passé - Leçon pour l'avenir	219
<u>CHAPITRE I</u>	
Statistiques	220
A - COMPTES ET POURCENTAGES avec des amputés unilatéraux	222
B - QUELQUES ENSEIGNEMENTS TIRES DE LA METHODE DE BELSON	243
C - COMPTÉS ET RESULTATS avec des ampu- tés double de cuisse	264
<u>CHAPITRE II</u>	
Le vieillissement	273
<u>CHAPITRE III</u>	
Prospectives et conclusions	275
BIBLIOGRAPHIE	282

ERRATA

Page 32, ligne 9 : lire T et E à la place de A et B.

Pages 43 - 44 : les remplacer par les pages 43 et 44 ci-jointes.

Page 55, ligne 14 : lire mise au lieu de pise.

Page 59, ligne 13 : à la place de virgule après B, mettre point virgule.

Page 59, ligne 14 : lire en arrière de O au lieu de en avant de O.

Page 79, ligne 18 : lire 3°) au lieu de 2°).

Page 84, ligne 17 : lire malgré ce au lieu de malgré de.

Page 89, ligne 6 : supprimer le et.

Page 113, ligne 21 : après thérapeutique"., ajouter (Pr P. MAURER).

Page 212, ligne 8 : lire face externe au lieu de face extérieure.

Page 231, ligne 9 : lire pusillanimité au lieu de pusillarimite.

Page 261, ligne 10 : lire 53 % au lieu de 153 %.

Page 267, à la colonne "amputés bilatéraux artéritiques" : lire nombre
total 34 - femmes 2 - hommes 32.

Page 277, ligne 3 : lire tout ce qui a précédé au lieu de tout ce que a
précédé.

Page 282, dernière ligne : lire 1964 au lieu de 1924.

b) Théoreme : La dérivée par rapport au temps du M^t cinétique par rapport à un point fixe S est égale à la somme des M^{ts} des forces extérieures par rapport au même point.

Les forces agissant sur le système sont $\vec{Mg}, \vec{M\gamma}$ ou leur résultante $\vec{R}$ et la réaction $\vec{R}_1$.

Soit Mv la quantité de mouvement de la masse M animée d'une vitesse $\vec{v}$. Le moment de $\vec{Mv}$ par rapport à S ($M_s^t \vec{Mv}$) est appelé moment cinétique par rapport à S.

$$\text{Or, } M_s^t \vec{Mv} = \vec{Mv} \text{ GS}$$

$$\text{La dérivée de ce moment cinétique} = \frac{dM_s^t \vec{Mv}}{dt} = \frac{Mdv \text{ GS}}{dt} \quad (1)$$

$$\text{Or, } \frac{dv}{dt} = \gamma \quad \text{donc } \frac{Mdv}{dt} \text{ GS} = \vec{M\gamma} \text{ GS} = \boxed{M_s^t \vec{M\gamma}}$$

D'autre part, le moment des forces extérieures restant à considérer : $\vec{Mg}$ et $\vec{R}_1$ sont $M_s^t \vec{Mg}$ et $M_s^t \vec{R}_1$.

Leur somme est égale à la dérivée par rapport au temps du moment cinétique par rapport à S, d'où .

$$M_s^t \vec{Mg} + M_s^t \vec{R}_1 = M_s^t \vec{M\gamma}$$

$$\text{et au signe près } M_s^t \vec{Mg} + M_s^t \vec{R}_1 + M_s^t \vec{M\gamma} = 0$$

$$\text{Or, } M_s^t \vec{R}_1 = 0 \text{ puisque } \vec{R}_1 \text{ passe par S,}$$

$$\text{d'où } M_s^t \vec{Mg} + M_s^t \vec{M\gamma} = 0 \quad \therefore M_s^t \vec{R} \text{ puisque } \vec{Mg} + \vec{M\gamma} = \vec{R}$$

Or $\vec{R}$ n'est pas nulle et son moment par rapport à S est nul donc la direction de $\vec{R}$ passe par S.

Il ressort que $\vec{R}$ et $\vec{R}_1$ qui sont égales et de sens contraire (voir paragraphe a) sont opposées.

Le système est représenté de la manière suivante (fig. 28).

4°) Conditions de progression (fig. 29)

Dès le début -instant 1- de la phase d'appui, le talon sert de pivot. La hanche décrit le cercle de rayon H.S. Le centre de gravité pivote lui-même autour de H. En définitive, le déplacement de G combine ces 2 courbes ; il y a modification de sa hauteur qui augmente jusqu'à ce que S et G soient sur une même verticale (instant 2). (Nous verrons qu'après la verticale, la courbe suivie par G dépend aussi de la construction du pied prothétique). Cette augmentation de l'énergie potentielle s'est faite au dépens de l'énergie cinétique et est égale au travail effectué : mgh .

- h est l'élévation du centre de gravité entre les instants 1 et 2. Pour que le pas puisse s'effectuer, il faut que l'énergie cinétique E_c soit au moins égale à cette énergie potentielle.

Le théorème de l'énergie cinétique permet d'écrire :

$$E_{c1} - E_{c2} = Mgh = 1/2 M (V_1^2 - V_2^2),$$

$$mgh = \frac{V_1^2 - V_2^2}{2}$$

$$h = \frac{V_1^2 - V_2^2}{2g} = (V_1^2 - V_2^2) \times Cte \quad (2)$$

Pour une prothèse donnée, la hauteur maxima de G est déterminée. La hauteur minima est fonction de l'obliquité de la prothèse à l'attaque du talon, donc de la longueur du pas. h peut donc varier et l'énergie cinétique liée à la vitesse de déplacement aussi.

